Aus der Orthopädischen Universitätsklinik und Poliklinik

Würzburg

Direktor: Prof. Dr. A. R ü t t

ERGEBNISSE BEI HÜFTGELENKSTOTALENDOPROTHESEN DER MATERIALKOMBINATION METALL/KUNSTSTOFF

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

verfaßt und der

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Eduard Möcking

aus Bielefeld

Bielefeld, den 16. Februar 1981

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik und Poliklinik

Würzburg

Direktor: Prof. Dr. A. R ü t t

ERGEBNISSE BEI HÜFTGELENKSTOTALENDOPROTHESEN DER MATERIALKOMBINATION METALL/KUNSTSTOFF

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

verfaßt und der

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Eduard Möcking

aus Bielefeld

Bielefeld, den 16. Februar 1981

Referent: Prof. Dr. W. Küsswetter

Korreferent: Prof. Dr. A. Rütt

Dekan: Prof. Dr. K.-H. Wulf

Tag der mündlichen Prüfung: 17.7.1981

UNIV. LEIDEN BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Würzburg

Meiner lieben Frau Franziska

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543527_0012

INHALTSÜBERSICHT

A Einleitung: Historischer Abriß der Entwicklung bis hin zu den Totalendoprothesen der Materialkombination Metall-Kunststoff (einschließlich der Entwicklung zum Knochenzement)

B Indikationen, die eine Totalendoprothesenoperation befürworten

C Operationsmethoden
1. Lateraler Zugang
(Lexer, Ollier, Murphy)
2. Anteriorer Zugang
(Hueter, Smith-Peterson, Luck)
3. Antero-lateraler Zugang
(Smith-Peterson, Watson-Jones)
4. Postero-lateraler Zugang
(Kocher-Gibson)
5. Hinterer Zugang
(Marcy, Fletcher, Osborne, Moore)

D Typen von Endoprothesen der Materialkombination Metall-Kunststoff
1. TEP, die nach dem Low-friction-Prinzip konstruiert sind:
a) Charnley
b) Müller Modell
c) Buchholz "St. Georg"
d) "System Brunswik"
e) Lagrange und Letournel
f) Trapezoidal-28
g) Harris
2. Rotionsprothese nach Weber-Huggler I u. II
3. Isoelastische Totalprothese (zementlos)
4. Zementlose Poro-Metall-TEP nach Judet
5. Wagner und Freeman/Swanson

E Ergebnisse und Komplikationen der Metall-Kunststoff TEPs

F Diskussion

G Schluß

H Zusammenfassung

A Einleitung: Historischer Abriß der Entwicklung bis hin zu den Totalendoprothesen der Materialkombination Metall-Kunststoff (einschließlich der Entwicklung zum Knochenzement).

Mit zunehmendem Alter werden beim Menschen Abnutzungserscheinungen sichtbar, besonders an den Gelenken des menschlichen Körpers. Dieses äußert sich auffällig an den Hüftgelenken, die die bewegliche Verbindung der unteren Extremitäten mit dem starren Beckengürtel darstellt.
Bei normaler Belastung tritt bei jedem Schritt im Hüftgelenk eine Pressung auf, die das 1,6-fache des Körpergewichtes beträgt. 1 - 1,5 Millionen mal muß das menschliche Hüftgelenk diese Belastungen im Jahr aushalten (Rydell 1966).
Beim Sturz auf das Hüftgelenk beispielsweise können die Belastungen bis zum Zwanzigfachen des Körpergewichtes betragen (John 1969). (19,176)
All das erklärt mit der heute höheren Lebenserwartung die hohe Rate degenerativer Hüftgelenksleiden beim älteren Menschen. Zu diesen allgemeinen Erscheinungen treten dann noch die Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises, deren Folgen Schmerzen, zunehmende Versteifung und Fehlstellungen sind.
Beim Bemühen um die Beseitigung solcher Zustände wurden die verschiedensten Wege gesucht; allen gemeinsam aber ist das Ziel, Schmerzen zu beseitigen und die gestörte Funktion zu verbessern.

Versuche, erkrankte Knochen- oder Gelenkteile durch Implatate zu ersetzen, sind schon alt. Der Sage nach hat bereits Hermes trismegistos dem Tantaliden Pelops ein Schulterblatt aus Elfenbein eingepflanzt. (86)

Der Amerikaner John Rea Barton, Philadelphia, hat am 22. November 1826 als erster versucht, eine Hüft-

ankylose durch eine intertrochantere Osteotomie zu beseitigen. Nach dem 20. postoperativen Tag ließ er den Patienten das Bein in der Art bewegen, daß eine Pseudoarthrose entstand. (74, 157, 177)
1840 bereits hatte Carnochan aus New York ein Stück Holz in ein Kiefergelenk eingepflanzt, um so eine Funktionsverbesserung zu erreichen. (14, 74, 86)
Im Jahre 1885 führte Ollier die Idee ein, zwischen die artikulierenden Oberflächen eines ankylosierten Hüftgelenkes Material zu interponieren. 1905 ergänzte Murphy dieses Verfahren, indem er als Interponate körpereigenes Gewebe wie Muskel, Fascie oder Fettgewebe einführte. (74, 89, 157, 176)
Auch heute noch wird die Interpositionsarthroplastik, wenn sie Anwendung findet, vornehmlich am Ellenbogengelenk verwendet, da sie an den statisch belasteten unteren Extremitäten schlechte Ergebnisse zeigte (Lexer). (86)
Neben körpereigenem Material wurden auch Versuche mit körperfremden Materialien unternommen. So interponierte Baer 1918 eine mit Chrom präparierte Schweinsblase. (74, 157) Auch Gold, Zink, Silber u.a. nicht resorbierbare Materialien wurden zur Interposition verwendet. (74, 157, 176) Doch kam es immer wieder zu Reizerscheinungen mit Ödemen und nachfolgender Versteifung, sofern die Interponate nicht schon vorher nekrotisch oder infektiös wurden. (74)

Bereits 1917 führte Smith-Petersen erstmals die Mouldarthroplastik ein. Bei diesem Verfahren legte er locker zwischen Pfanne und zubereitetem Hüftkopf oder Schenkelhals eine als Diskus wirkende Kappe ein, die in den verschiedenen Entwicklungsstadien erst aus gewöhnlichem Glas, Pyrexglas, Plexiglas, Bakelit (1917, 1923, 1928) bestand. 1938 benutzte er dann Vitallium, eine gutverträgliche Metallegierung. (74, 177) Diese Methode wurde mehr

als 20 Jahre lang verwendet.

Abb. 1
Cup-Arthroplastik
Typ Smith-Petersen

Smith-Petersen und auch Aufranc konnten später nachweisen, daß über dem Kopfhalsstumpf ein solider fibrokartilaginärer, sogar hyaliner Überzug entsteht. (74, 177) Häufig traten jedoch am Hüftkopf oder Schenkelhals schwere Durchblutungsstörungen mit Knochennekrosen auf, die mit einem starken Knochenabrieb einhergingen und so das oft gute Primärergebnis zerstörten. (177) Auch bohrten sich diese Metallcups häufig durch das Becken und waren dann recht mühsam zu entfernen. (54, 145)
Aufranc, Larson, Law in Amerika, Merle D'Aubigne und Chapchal in Europa verbesserten die Smith-Petersen Technik und wenden die Technik auch heute noch bisweilen bei jüngeren Patienten an. (74, 177)
Indikation für die Cup-Arthroplastik nach Schweikert ist heute nur noch bei Kopfveränderungen am wachsenden Skelett gegeben. (177)

Der allgemeine Trend ging dahin, die erkrankten Gelenkteile durch Fremdmaterial zu ersetzen. Dabei wurde versucht, sowohl in Form einer Hüftkopfprothese als auch Total-

endoprothesen zu konstruieren, wobei Kopf und Pfanne ersetzt werden. (176)
1938 wurde in England von P.W. Wiles die erste Ganzmetallprothese aus rostfreiem Stahl verwendet, wobei die Pfanne mit Schrauben und der Kopf mit Bolzen am Schenkelhals befestigt wurden. (157, 176)
1940 ersetzten Bohlmann und Moore erstmals das proximale Femurende durch eine Vitallium-Endoprothese. (74, 54, 176)

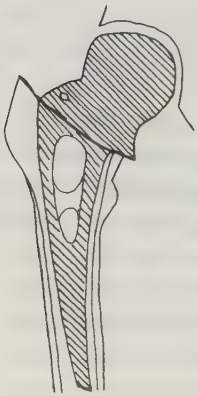


Abb. 2
Endoprothese nach Moore
zum Ersatz des Hüftkopfes und
des Schenkelhalses.

Hierbei wurde die natürliche Pfanne belassen und der den Kopf tragende Metallstiel zementlos zur Fixation in den Femurschaft eingebracht.
1946 hatten die Brüder Robert und Jean Judet die Idee, nur den nicht mehr funktionsfähigen Teil der Femurkopfkalotte zu ersetzen. Sie wendeten eine neue Stiftendoprothese an, die aus Plexiglas war und die Form eines Champignons hatte. (74, 130) Die "Judet-Prothese" wurde mit ihrem Stiel in eine etwa der Schenkelhalsachse entsprechende Bohrung eingebracht.

Nach anfänglichen Erfolgen stellten sich jedoch sehr bald Mißerfolge ein. (79, 84, 130) Drei entscheidende Fehler der "Judet-Prothese" traten auf:

1. Ungenügende Bruchfestigkeit
2. Rotationsinstabilität
3. Stellenweise unphysiologisch hohe Druckbeanspruchung des Prothesenbettes, dadurch entstand Abrieb, der die belassene Naturpfanne zerstörte ("Akrylose"). (121, 130)

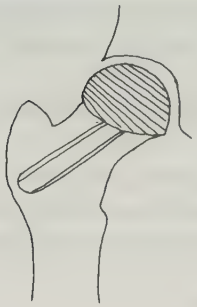


Abb. 3
Stiftendoprothese nach Judet

Bis 1950 wurden 600 Hüftgelenke operiert, jedoch aus den oben genannten Gründen gingen auch die Gebrüder Judet zu Kopf-Hals-Prothesen über. (74)

Das Grundprinzip für die Totalendoprothese wurde bereits 1890 von dem Berliner Th. Gluck mit einem Hüftkopf und einer Pfanne aus Elfenbein geschaffen. Diese Prothesenteile wurden im Knochen mit einer Leimsubstanz - eine Art Vorläufer des modernen und heute üblichen Knochenzementes - aus Kolophonium, Bimssteinpuder und Gips verankert. (86, 157, 176)
Es war John Charnley, der als Begründer der "low friction-arthroplasty" angesehen wird und 1959 eine neue Ära in der Entwicklung der Totalendoprothese einleitete. (54, 176)
Er erkannte, daß nur durch eine feste Verbindung zwischen Endoprothese und Knochen ein zuverlässig belastbares Kunstgelenk entstehen kann, und er verwendete so erstmals ein

Zement - das Methylmethacrylat, das schon lange vorher von Zahnärzten in der Zahntechnik verwendet worden war - mit dem die Prothesenteile in den Knochen einzementiert werden. (54, 90, 176)
Seit 1959 erfolgte die Anwendung in der humanen Chirurgie durch Charnley in Europa. In den USA ist der Knochenzement erst seit 1971 zugelassen, da lange Zeit durch ihn eine Sarkominduktion befürchtet wurde. Jedoch konnte dies bis heute nicht erwiesen werden. (89, 176) Außerdem führte er anstelle der Hüftpfanne aus Metall eine Kunststoffpfanne aus Teflon und später wegen zu hohem Verschleiß derselben aus Polyäthylen ein. (26)
Sie gewährt gegenüber den Ganzmetallprothesen ein leichteres Spiel der Prothesenteile. (176)
Die meisten heute verwendeten Hüftalloarhroplastiken bestehen aus einer metallischen Kopf-Hals-Prothese (Kobalt-Chrom, Stahl, Protasul-10 u. a.) und dieser Hochdruck-Polyäthylenpfanne. (54)

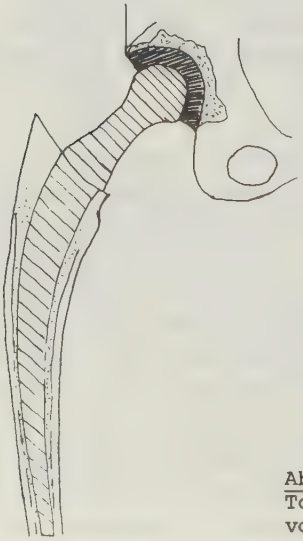


Abb. 4
Totalprothesen-Arthroplastik vom Typ Charnley

Dieser kurze geschichtliche Abriß zeigt deutlich die teilweise irrigen Wege, die beschritten worden sind, bis hin zur modernen Totalendoprothese. Im folgenden dieser Arbeit sollen anfängliche Euphorie ein wenig gedämpft und die Erfolge und Mißerfolge bei Verlaufsbeobachtungen der bislang entwickelten und verwendeten Metall-Kunststoff-Totalendoprothesen aufgezeigt werden.

B Indikationen der Totalendoprothesen des Hüftgelenkes

Die Hauptanzeige zu totalendoprothetischem Gelenkersatz ist ein schmerzhaft versteifendes Gelenk, dessen Beweglichkeit dadurch beschränkt und dessen Stabilität gestört ist. (19, 69). Dieser Zustand ist häufig die Folge eines degenerativen Gelenkverschleißes (hier Coxarthrose). Die Coxarthrose kann als eigenständiges Krankheitsbild ohne erkennbare äußere Ursache auftreten. Sie kann aber auch Folge angeborener oder erworbener Hüftleiden und rheumatischer entzündlicher Erkrankungen sein (14). Bei allen schweren primären und sekundären Coxarthrosen ist die Indikation zur Totalendoprothesenplastik gegeben, bei denen durch konservative Behandlungsmöglichkeiten oder alternative operative Eingriffe wie Osteotomie oder Arthrodese Schmerzen und Funktionseinschränkungen nicht mehr beeinflußt werden können (99, 122).
Die Langzeitprognose einer TEP hängt einmal vom Alter des Patienten, von der verbliebenen Funktionstüchtigkeit der Hüftmuskeln und der lokalen Situation der Hüfte ab. Die Lebenserwartung des Patienten und die Lebensdauer der TEP sollten in adäquatem Verhältnis stehen (69,99). Was das Alter des Patienten für einen TEP-Eingriff angeht, so halten viele Autoren (z.B. Gächter, Heipertz, Safi, Stock u.a.) in der Regel eine untere Altersgrenze von 60 Jahren für wünschenswert, nach oben hin gibt es außer

der Operabilität keine Grenzen. Das Hauptproblem des künstlichen Hüftgelenkersatzes beim alten Menschen sieht Enneker in plötzlichen intraoperativen Todesfällen durch Herzversagen nach Einzementieren des Prothesenstieles in den Oberschenkelschaft. (45, 54, 158)
Nur in Ausnahmefällen nach Ausschöpfung aller operativen und konservativen Maßnahmen sollte man auch jüngeren Koxarthrosepatienten zur TEP-Operation raten. (45)
Anfang der 70-er Jahre entwickelte Wagner eine weitere TEP-Möglichkeit, eine sogenannte Schalenprothese, besonders für jüngere Patienten mit Hüfterkrankungen, wobei bei der Implantation dieses Prothesentypes Hüftkopf und Schenkelhals erhalten bleiben. Die Schalenprothese nach Wagner kann bei jüngeren Patienten als eine temporäre Versorgung angesehen werden, die eine eventuelle Rückzugsmöglichkeit auf eine klassische TEP-Implantation offen läßt. (166)
Nicht nur das Alter spielt für die TEP-Indikation eine entscheidende Rolle, sondern auch der Körperbau, Beruf sowie ein- oder doppelseitige schwere Hüftveränderungen sind wichtige Faktoren. (145) Ein adipöser Patient wird neben der größeren Möglichkeit von unmittelbar postoperativen Komplikationen (z. B. Lungenembolie, Ventilationsstörungen) auch mit größerer Wahrscheinlichkeit mit Spätkomplikationen zu rechnen haben. Die größere Belastung des Implantats wird zu einer schnelleren Lockerung führen können. (54)

Die Lockerung stellt ein großes Problem bei TEP- Implantationen dar. Man unterscheidet aseptische von septischen Lockerungen, wobei erstere durch schlechte Verankerung der Prothesenteile, Knochenreaktionen, Abrieb oder eine elektrogalvanische Entzündung entstehen kann. Zu septischen Lockerungen kann es in der Regel durch eine Früh- oder Spätinfekt, in der Mehrzahl sind es Staphylokokkeninfektionen, kommen. (13, 66, 98, 146)
Da die Lockerungsrate bei Protrusio acetabuli besonders hoch liegt, hält K. P. Schulitz (1976) die Protrusio acetabuli

für eine Kontraindikation zur TEP-Implantation (143).

Im folgenden sollen die hauptsächlichen Indikationen zur Totalendoprothese aufgezeigt werden.

1. Traumatische Affektionen des Hüftgelenkes
   a) Schenkelhalsbrüche, nach ihrer Lokalisation eingeteilt in laterale, mediale, extra- und intrakapsuläre. Besonders bei älteren Patienten bevorzugt man eine Endoprothesenoperation, da durch eine kürzere Immobilisation allgemeinmedizinische Komplikationen vermieden werden können (121).
   b) Bei der Hüftkopfnekrose (nach zentraler oder peripherer Luxation) wird man auch beim jüngeren Patienten eine TEP bei kritischer Abwägung implantieren. (54, 121, 146, 179).
   c) Pfannenfrakturen mit oder ohne Beteiligung des Femurkopfes - sie können zentral oder peripher liegen - können dann eine TEP indizieren, wenn nach knöcherner Heilung des Pfannenlagers schwere Gelenkschäden bestehen und alternative operative Eingriffe wie Arthrodesen oder Resektions-Angulations-Osteotomien nicht in Frage kommen. (69, 179).
   d) Nach Traumen, die sich auf das Hüftgelenk erstreckten, kommt es oft zu einer sogenannten posttraumatischen Coxarthrose. Zur Entstehung dieser Erkrankung mögen Ernährungsstörungen der Gelenkknorpel in Frage kommen. (146). Als sehr effektive Behandlung kann hierbei die TEP in Frage kommen.
   e) Schenkelhalspseudarthrosen indizieren eine TEP, wenn andere operative Methoden wie z.B. Nagelung versagt haben (19).

2. Dem rheumatischen Formenkreis zuzurechnende Gelenkerkrankungen stellen eine schwer zu behandelnde Krankheitsgruppe dar. Hierunter sind folgende Krankheiten durch eine TEP günstig zu beeinflussen.

a) Bei der Spondylitis ankylopoetica (Bechterew), die beim jungen Menschen gelegentlich beide Hüftgelenke miterfaßt, wobei es gar nicht selten zu Versteifungen in ungünstiger Stellung kommt, kann eine totale Endoprothese bereits im 3. Lebensjahrzehnt eingesetzt werden. Die Koxitis kann ohne Knochendestruktion zur völligen Zerstörung des Gelenkknorpels und damit zur knöchernen Ankylose führen. Die körperliche Behinderung und ihr Einfluß auf das ganze Lebensschicksal ist hier zwingend. Technisch ist der Eingriff nicht wesentlich erschwert, wenn auch mit dem Meißel und der Fräse an richtiger Stelle erst das Azetabulum wieder neu geschaffen werden muß. Problematisch kann aber bei extremen Beuge-Adduktionsfehlstellungen das einwandfreie sterile Abdecken sein. (14, 19, 69, 99)

b) Die fortgeschrittene primär chronische Polyarthritis am Hüftgelenk stellt ebenfalls eine Indikation dar, wobei man auf eine floride PcP keine Rücksicht zu nehmen braucht, weil die erreichbare schmerzfreie Hüftbeweglichkeit die Therapie an den anderen betroffenen Gelenken erleichtert. (D. Stock et al. 1975) (14, 69, 158)

Die PcP häufig begleitende Osteoporose ist stets ein Achtungszeichen für die TEP. Erfahrungsgemäß läßt sich auch bei einer ausgeprägten diffusen Osteoporose eine optimale Verankerung der Endoprothese erreichen. Durch die stärkere statische und dynamische Belastung des Knochens kommt es nicht selten sogar wieder zu einer Strukturfestigung und damit zur Rückbildung der Osteoporose (Buchholz 1973). (14, 19, 99, 158)

G. Mayer (1975) hingegen hält eine starke Osteoporose für eine Kontraindikation zur TEP-Implantation. (102) Bei der Osteoporose neigt der Knochen, als Implantatträger eher zu Mikrofrakturen, die frühzeitig zu einer Lockerung des Implantats infolge Instabilität führen. (73)

Polyarthritische sekundäre Pfannenprotrusionen in Verbindung mit fortgeschrittener Osteoporose stellen aufgrund der fraglichen Pfannenverankerung ebenfalls eine Kontraindikation dar. (69)

3. Koxarthrosen als Folge kongenitaler Gelenkstörungen:
Hierzu gehören die Krankheitsbilder wie Koxarthrosen nach kongenitaler Hüftgelenksdysplasie, Hüftluxation und Subluxation, enchondrale Dysostose, und nach Coxa vara und valga. Nach erfolgloser konservativer und operativer Behandlung wie beispielsweise eine Umstellungsosteotomie kann eine TEP indiziert sein. Von entscheidender Bedeutung ist hierbei die Tatsache, daß es mit der totalen Endoprothese gelingt, wieder ein regelrechtes Gelenklager herzustellen mit weitgehend den natürlichen Verhältnissen entsprechenden Belastungsmöglichkeiten. (19, 74)

4. Primäre (Sarkom) oder sekundäre (Metastasen) Tumoren:
Maligne Tumoren, die lokal sehr langsam wachsen und erst spät Metastasen erkennen lassen, wie z. B. das periossale Sarkom, ebenso Tumoren mit potentieller Malignität, wie das Beckenchondrom und der Riesenzelltumor, können durch eine en-bloc-Resektion angegangen werden (Coley 1957, Wilson und Lange 1965). Nach Resektion von malignen und semimalignen hüftnahen Tumoren ebenso nach Exzision ausgedehnter gutartiger Tumoren mit Gelenkbeteiligung sind auch hier Totalendoprothesen angezeigt, allerdings sind zur Defektüberbrückung meist nur speziell angefertigte Gelenkprothesen zu verwenden. (19, 55, 158, 179)
Moore und Bohlmann beschrieben 1940 als erste die Behandlung eines Riesenzelltumors mit einer Ersatzarthroplastik. (107)

5. Die primäre Koxarthrose, die ohne ersichtliche Ursache auftritt, hängt in der Behandlung von der Sympthomatik ab. Bei starker Bewegungseinschränkung und Ruheschmerz

wird man auch bei doppelseitigem Befall und fortgeschrittenem Alter (über 60 Jahren) die TEP als Therapie der Wahl implantieren. (14, 19) Die Koxarthrose ist die häufigste Gelenkaffektion und Indikation zur TEP.

Die Arthrodese des Hüftgelenkes bringt sichere Schmerzfreiheit am versteiften Gelenk, kann jedoch nicht bilateral durchgeführt werden. Andererseits werden die benachbarten Gelenke besonders im Bereich der Lendenwirbelsäule durch die Kompensation der fehlenden Beweglichkeit an der Hüfte stark belastet. Degenerativen Veränderungen dieser Nachbargelenke stellen eine Kontraindikation zur Arthrodese dar. (74)
Eine versteifte Hüfte kann auch viele Jahre später wieder "aufgebrochen" und zu einer totalprothetisch versorgten Hüfte umgewandelt werden. Nach jahrzehntelanger Ruhigstellung besteht jedoch ein Hauptproblem darin, die Muskeln zur vollen Funktionsfähigkeit wieder aufzutrainieren. (14, 15, 74, 158, 175)

Als Kontraindikation zur TEP gelten floride Infekte, ausgeprägte tabische Arthropathien, nicht kompensierbare Herzvitien, schwere Nieren- und Leberparenchymschäden, sowie diabetische Stoffwechselstörungen. (14, 19, 158)
Absolute Kontraindikation besteht bei jungen Menschen mit nicht abgeschlossenem Knochenwachstum. (14, 158)

Die hier angeführten Krankheiten bedingen nicht in jedem Fall eine Indikation zur TEP. Im Einzelfall wird aber unter Berücksichtigung von Beruf, Psyche und biologischem Alter auch für jüngere Patienten die Indikation zur TEP gestellt. (158) Bei sorgfältiger Abwägung auch der Nachteile einer TEP und bei der richtigen Auswahl des passenden Endoprothesentyps wird bei vielen Patienten ein gutes Resultat zu erzielen sein. Ganz allgemein stellen aber frühere Hüfteingriffe (Osteotomien, Alloplastiken, Arthrodeseversuche)

eine wesentliche Gefährdung des Ergebnisses dar, weil mit der Zahl der vorangegangenen Operationen das Risiko eines Infektes ansteigt (Boitzy und Zimmermann 1969).(69)

C Operationsmethoden:

1. Lateraler Zugang
   (Lexer, Ollier, Murphy)
2. Anteriorer Zugang
   (Hueter, Smith-Peterson, Luck)
3. Antero-lat. Zugang
   (Smith-Peterson, Watson-Jones)
4. Postero-lat. Zugang
   (Kocher-Gibson)
5. Hinterer Zugang
   (Marcy, Fletcher, Osborne, Moore)

Mit den verschiedenen Endoprothesentypen entwickelten sich auch unterschiedliche Operationsmethoden, die sich besonders in ihren Zugängen unterscheiden. Alle Methoden versuchen möglichst gewebeschonend zu sein bei größtmöglicher Übersicht.
Der totalprothetische Hüftgelenkersatz sollte, wie die Knochenoperationen überhaupt, in einem speziellen Operationssaal, der regelmäßig desinfiziert wird, durchgeführt werden. Peinlichste Asepsis beim Patienten und den Operateuren sind selbstverständlich. (145)
Der Keimgehalt der Luft im OP-Raum läßt sich durch antiseptische Maßnahmen jedoch nicht ausreichend beherrschen, und es ist unvermeidlich, daß mit Bakterien behaftete Partikel aus der Luft auf Instrumente und in die offene Wunde fallen. (176)
Aus dieser Erkenntnis heraus hat Charnley schon im Jahre 1961 begonnen, eine ultrasterile Operationsbox, das sogenannte "Greenhouse" zu konstruieren. Hierbei wurde ein keimfreier "Laminar-air-flow" von 2000-4000 c.f.m. (cubic feet per minute) in einen nur für Knochenoperationen ein-

gerichteten speziellen Operationssaal ("greenhouse") geleitet und die Luft bis zu 300 mal in der Stunde gewechselt. (28)
Im Jahre 1970 wurde von Weber in St. Gallen ebenfalls eine ultrasterile Operationsbox in Betrieb genommen. Die Decke der Box besteht aus Ultrafiltern. Die durch diese Filter in die Box eingeblasene, sterile Luft umfließt im Laminarstrom ohne Turbulenz und Rückstau vom Boden den Operationstisch. 80 % des umgesetzten Luftvolumens wird bilateral abgesaugt. Diese seitlich abgesaugte Luft wird durch die doppelten Glaswände der Box unter Kühlung der Operationsscheinwerfer vorgefiltert in ein Kreislaufsystem zurückgeführt. (34)
Die erste ultrasterile Operationsbox der Bundesrepublik wurde 1972 an der Orthopädischen Universitätsklinik Frankfurt in Betrieb genommen. Hier wird keimfreie Luft etwa 700 mal in der Stunde - im Gegensatz zu konventionellen Operationssälen, wo nur 10 - 20 mal gewechselt wird - ausgetauscht. Die keimhaltige Ausatmungsluft des Operationsteams wird durch ein Schlauchsystem unter dem Schutzanzug abgesaugt und durch Schlitze im Helm fließt Frischluft nach. Kopf und Arme des Patienten sowie der Narkotiseur mit seinen Apparaturen bleiben außerhalb der Operationsbox.
Dadurch konnte die durchschnittliche Keimzahl von 267 Keimen pro m^3 Luft im konventionellen Operationssaal auf 0,15 Keime pro m^3 Luft in der Operationsbox drastisch gesenkt werden. (176)
Die neue Entwicklung geht dahin, daß die Atemluft des Operationsteams über ein geschlossenes System zugeführt und abgesaugt wird.

Die Lagerung des Patienten hängt von der gewählten Form des Zuganges ab: Für sämtliche vorderen und seitlichen Zugänge gilt die horizontale Rückenlage. Für die hinteren Zugänge ist die Lagerung des Patienten auf die Gegenseite der zu operierenden Hüfte erforderlich.

1. Lateraler Zugang:

Nach Ollier, Lexer erfolgt die Inzision bogenförmig von der Spina iliaca ventralis nach distal um den Trochanter major herum über den M.glutaeus maximus, nach oben zur Spina iliaca posterior. Der Trochanter major wird oberhalb der Insertion des M.vastus lat. mit den Rotatoren (Mm.piriformis, gemelli, obturatorius externus) und dem M.glutaeus medius osteotomiert und nach kranial abgehoben. Der M.glutaeus maximus kann in der Faserrichtung leicht auseinandergedrängt werden. Murphy modifizierte diesen Schnitt, indem er dem bogenförmigen Schnitt ein längs dem Schaft verlaufenden Schnitt beifügte, um die Exposition des proximalen Femurendes zu erleichtern. Es entsteht so eine Inzision in Form eines T bzw. eines Y. (s. Abb. 5 und 6). Nach der Operation wird der Trochanter major mit einer Schraube oder Zuggurtung reinseriert.
Der laterale Zugang wird von Charnley, R. C. Johnston und Buchholz u. a. bevorzugt gewählt. (20, 26, 78)
Als eine der häufigsten Komplikationen wird das Verrutschen des wieder angedrahteten Trochanter major beschrieben. Auch kann es vorkommen, daß die Drahtung des Trochanter major zerreißt oder trotz Zuggurtung der Trochanter major nicht wieder an den Femurschaft anwächst.

Bei der Ablösung des Glutaeus-medius-Ansatzes sollte nicht der Trochanter major abgemeißelt werden, da sich nach dessen Wiederbefestigung erhebliche Scherkräfte auswirken, die oft zur Ablösung und zum Hochrutschen des Trochanter major führen können und damit zu einem leicht hinkenden Gang.

Weiterhin besteht die Möglichkeit, durch den Hohmann-Hebel eine Druckschädigung des Nervus femoralis oder seltener des Nervus ischiadicus zu verursachen. (7, 15, 26, 143)

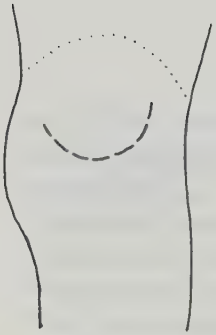


Abb. 5
Lateraler Zugang
Inzision nach Ollier

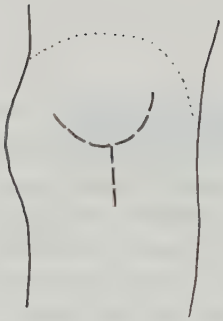


Abb. 6
Lateraler Zugang
Inzision nach Ollier,
verlängert nach Murphy

2. Anteriorer Zugang (Hueter, Smith-Peterson, Luck)
Ein gerader Schnitt zieht von der Spina iliaca ant. sup. am lat. Rand des M.Sartorius handbreit abwärts. Der M.tensor fasciae latae wird in seinem proximalen Ansatz durchtrennt und man gelangt so auf die Gelenkkapsel. Der M.rectus femoris wird nach medial gezogen. Die Gelenkkapsel wird T-förmig eröffnet. (74, 88) (s. Abb. 7)

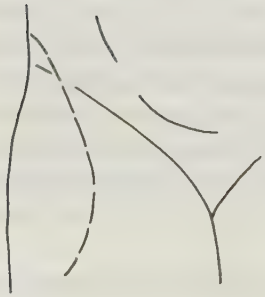


Abb. 7
Anteriorer Zugang mit
Schnitt nach Hueter

Dieser Zugang eignet sich vor allem für das Einsetzen

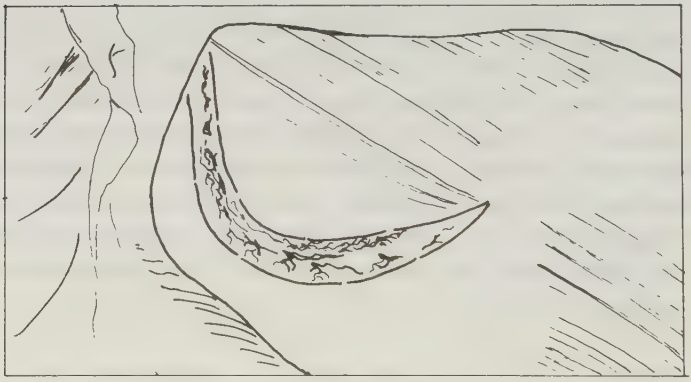
von Kopfendoprothesen vom Typ Judet und Schalenprothesen vom Typ Wagner oder Freeman. (74)

3. Antero-lateraler Zugang (Watson-Jones)
Der Schnitt führt von der Spina iliaca anterior sup. über den Trochanter major bogenförmig zum proximalen Femurdrittel. (67) Nach Spaltung der Fascia lata wird das Spatium zwischen M.tensor fasciae latae und den vorderen Anteilen des M.glutaeus medius aufgesucht. Man gelangt auf das Hüftgelenk, indem der M.tensor fasciae latae nach medial, der M.glutaeus medius nach lateral abgedrängt werden. (74)
Die Schnittführung nach Watson-Jones ist wenig traumatisierend. Sämtliche Endoprothesentypen lassen sich von diesem Schnitt aus einbringen. Manchmal wird der Schnitt nach proximal verlängert oder die Ablösung des Trochanter major notwendig sein. (74) (s. Abb. 9)

Komplikationen mit der Wiederbefestigung des Trochanter major können sich bei diesem Zugang nicht einstellen, auch konnte bei dieser Operationsmethode eine schnellere Erholung der Patienten im Vergleich zum lateralen Zugang beobachtet werden. Schaftdurchbohrungen oder Frakturen des Femurschaftes scheinen sich bei diesem Zugang häufiger einzustellen. (39, 47, 160) Eine Läsion des N.femoralis kommt praktisch nur beim anterioren und anterolateralen Zugang vor. (74)

Abb. 8

L a g e r u n g. Rückenlagerung und sterile Abdeckung in typischer Weise (entsprechendes Vorgehen in Seitenlage).



S c h n i t t f ü h r u n g WATSON-JONES.

Abb. 9

4. Postero-lateraler Zugang (Kocher, Gibson)
Der von Gibson beschriebene Zugang geht auf Kocher und Langenbeck zurück, die als Autoren der "hinteren" Zugänge" zum Hüftgelenk gelten. Der Schnitt verläuft in Seitenlage des Patienten drei Finger breit lateral von der Spina iliaca post. sup. zur Trochanterspitze und zieht von dort entsprechend je nach Zielsetzung der Operation entlang dem Femurschaft abwärts. Der Tractus iliotibialis wird gespalten, die Glutäalfasern stumpf auseinandergedrängt. Die Weichteile werden dorsomedialwärts abgeschoben und weggehalten. Die kleinen Exorotatoren (Mm. piriformis, gemelli, glutaeus medius und minimus) werden in ihrem sehnigen Anteil durchtrennt. Der dorsale Anteil der Gelenkkapsel liegt nun frei. (65, 74)
Einige Autoren geben Schwierigkeiten beim Einsetzen der Pfanne an, wenn sie diesen Zugang wählen. Offenbar ist der richtige Winkel unter dem die Pfanne implatiert werden muß, hierbei schwierig zu beurteilen. Als Vorteil wird der niedrige Blutverlust, der sich aus diesem Zugang ergibt, angesehen. (112, 128)

5. Dorsaler Zugang (Marcy, Fletcher, Osborne)
Marcy, Fletcher und Osborne haben aus dem Gibsonschnitt den eigentlichen dorsalen Zugang entwickelt. Hier zieht der Schnitt von der Spina iliaca post. sup. bogenförmig zum hinteren unteren Rand des Trochanter major. Die Fasern des Glutaeus maximus werden stumpf auseinandergedrängt. Der Glutaeus medius wird nach vorne medial geschoben. Im Unterschied zum Gibson-Schnitt werden außer den kurzen proximalen Exorotatoren keine Muskeln durchtrennt. (74)

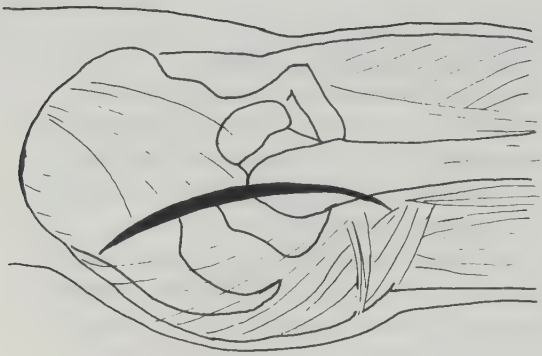


Abb. 10
Die dorsal gelegene Inzision der "Southern Exposure" reicht von der Spina iliaca posterior zirka 5-8 cm dorsal/distal des großen Rollhügels.

Einige Autoren wie z. B. Viernstein oder Harvey ziehen diese Operationsmethoden allen übrigen vor, da sie ihrer Meinung nach wenig traumatisierend und die postoperative Rehabilitation schneller möglich ist. (65, 163)
Lubinus gibt an, daß sich bei diesem Zugang eine größere Verletzungsmöglichkeit des N. ischiadicus darstellt und beschreibt bei 28 Patienten vorübergehende Peronaeuslähmungen, die sich bei dieser O.P. Methode einstellten. (96)
James Weaver vergleicht in einer Studie von 60 Patienten den lateralen Zugang (transtrochanterischen nach der Charnley-Methode) mit dem posterioren Zugang. 26 Patienten wurden nach der posterioren Technik operiert, beim Rest wurde der laterale Zugang gewählt. Um das Ergebnis nicht zu verfälschen wurden die ersten 8 Operationen nach Charnley Technik herausgenommen. So verblieben ebenfalls noch 26 Fälle. Die durchschnittliche Verlaufszeit betrug 42 Monate. Als Ergebnis findet Weaver, daß der laterale Zugang nach Charnley die Möglichkeit folgender

Komplikationen einschließt: Schmerzhafte trochanterische Bursitis, Verrutschen des Trochanters, nicht Anwachsen des Trochanters, gebrochene Drähte, die den Trochanter fixieren sollten. Das markanteste Ergebnis war das Ansteigen der Dislokationen von 12 % bei dem lateralen Zugang verglichen mit 4 % beim posterioren Zugang. Auch reduziert der posteriore Zugang die Operationszeit, den Blutverlust und den Hospitalismus. (167)

Nach Eröffnung der Gelenkkapsel erfolgt die Luxation des Hüftkopfes. Beim vorderen Zugang geschieht dieses durch Außenrotation und Adduktion des Beines, beim hinteren Zugang durch Innenrotation und Adduktion. Entsprechend dem gewählten Prothesentyp wird der Kopf mit oder ohne Hals abgesägt. Jetzt wird die Pfanne entknorpelt und mit Spezialfräsen präpariert. Zuletzt wird die Pfanne entweder mit einem Spezialgerät eingedreht (bei Keramik- oder Metallpfannen) oder einzementiert (bei den meisten Plastikpfannen).
Mit einem Pfriem wird die Markhöhle des Femur eröffnet und mit einer Spezialraspel das Spongiosa-Kompaktabett für die Kopfprothese präpariert.
Nach Einlegen eines Redondrains in die Markhöhle zum Austritt von Blut und Luft, wird dieselbe in der Regel mit Knochenzement gefüllt und die Prothese eingesetzt.
Nach Aushärtung des Zementes erfolgt das Zurückverlagern des Schenkelkopfes in die künstliche Pfanne. Bei temporärer Trochanterosteotomie wird dieser nun mit Schraube oder Cerclage fixiert. Nach Einlegen von Redondrainagen erfolgt der übliche schichtweise Wundverschluß.
Der unterschiedliche Zeitpunkt der postoperativen Mobilisation hängt von den unterschiedlichen Prothesentypen und ihrer Implantation ab. (8)

D Typen von Endoprothesen der Materialkombination Metall-Kunststoff, ihr Entwicklungsgang und heutiger Stand.

Die weltweite Ausbreitung der Anwendung künstlicher Hüftgelenke begann in England mit der Einführung eines Ganzmetallgelenks von McKee und Farrar 1956 und eines Metall-Kunststoff-Hüftgelenks, der Lowfriction arthroplasty, von Charnley 1959. Diese beiden künstlichen Hüftgelenksarten bilden die Grundlage aller später entwickelten künstlichen Hüftgelenke in der Welt.
Seit 1959 wurden die unterschiedlichsten Prothesentypen verschiedenster Materialkombinationen entwickelt, wie beispielsweise Metall-Metall, Metall-Kunststoff, Kunststoff-Kunststoff, Metall-Keramik und Keramik-Keramik.

In der vorliegenden Arbeit soll der Versuch unternommen werden, die verbreitesten und im Prinzip unterschiedlichen Prothesenmodelle der Kunststoff-Metallkombination miteinander zu vergleichen, wobei es natürlich auch hier eine große Vielfalt von Kunststoff-Metall-Kombinationen gibt, die zum Teil - bis auf kleine Formvarianten (unterschiedlicher Kopf- und Pfannendurchmesser, sowie Schaftlängen und -formen) praktisch identisch sind.

1. TEP, die nach dem "Low-friction" Prinzip konstruiert sind:

a) Charnley TEP ("Low friction arthroplasty"): Materialabhängige-technische Überlegungen und Faktoren:

Bei Lagern aus ungleich harten Lagerteilen ändert sich der Reibungskoeffizient nur unter Grenzbedingungen, er ist normalerweise konstant. Von diesem in der gesamten Lagertechnik bekannten und bewährten Erfahrungssatz ging Charnley aus, als er 1958 eine Kopf-Hals-Prothese nach Moore von 41 mm Durchmesser

(Co-Cr-Legierung) zusammen mit einer Teflonpfanne einsetzte. Für die Einbettung der Kopf-Hals-Prothese im Femurschaft und zur Fixation der Teflonpfanne im Azetabulum benutzte Charnley Knochenzement (Polymethylmethacrylat). (130)
Teflon (Polytetrafluoräthylen) weist bei Bewegung gegenüber einem geschliffenen Metallteil den sehr niedrigen Reibungskoeffizienten von 0,07 -0,11 auf, wobei, was besonders wichtig ist, Selbstschmier-eigenschaften vorhanden sind. (130)
Es findet das Prinzip der Grenzschichten Anwendung, wobei die chemisch-physikalische Affinität des Schmiermittels zu den reibenden Oberflächen von ausschlaggebender Bedeutung ist. (74) Dabei soll sich über den Gelenkflächen ein monomolekularer Film aus Monopolysaccharide, Hyaluronsäure bilden. So entsteht das Phänomen der geringen Reibung "low friction arthroplasty"). (177)

Bei seinem ersten Prothesenmodell beobachtete Charnley Fälle von Lockerungen, die Verankerung der Prothese im Knochen war insuffizient. Unter allen Faktoren, von denen die Verankerungsfestigkeit abhängt, ist der Faktor "Reibungsmoment" über Verkleinerung des Lagerdurchmessers am einfachsten zu verbessern. Der Lagerdurchmesser und damit der wirksame Hebelarm wirkt sich über dem Reibungskoeffizient, Lagerdruck und Bewegungsgröße als Reibungsmoment auf die Verankerung der Prothesenteile aus. 1960 verringerte Charnley den Kopfdurchmesser seiner Prothese von 41 mm auf 22,2 mm und damit das Reibungsmoment um fast 50 %. Dabei wechselte er von Co-Cr-Legierung auf V4 A-Stahl der Gruppe 1810. (26, 130)

Das Drehmoment auf die Pfanne wird wegen des kleinen Kopfdurchmessers verringert, die spezifische Flächenpressung aber wesentlich erhöht, wie Ruckelshausen festgestellt hat. (74, 177)

Teflon ist ein halbplastischer Kunststoff, d. h., daß bis zu einer materialbedingten Grenze Druckeinwirkungen elastisch aufgenommen werden, das Kunststoffteil also seine Form vorübergehend ändert und die ursprüngliche Form wieder einnimmt, wenn der verformende Druck entfällt. Bei Überschreiten einer materialspezifischen Grenze tritt aber eine Dauerverformung infolge "Kaltfluß" ("cold flow") ein. (130) Durch das Phänomen des "Creeping" (Kriechen) und des "cold flow" (Kaltfluß) beim Teflon war nach Müller in 20 % der Fälle schon nach einem Jahr eine Vertiefung und Verbreiterung der Pfanne im Röntgenkontrastbild zu sehen. (109) Der mit dem "cold flow" verbundene Abrieb führte in der Folge zu Fremdkörperreaktionen. (74, 148)

Biomechanische Überlegungen:
Eine verbesserte Stabilität des Hüftgelenkes und Verminderung des statischen Gelenkdruckes erzielt Charnley durch seine Operationstechnik, die in einer Medialverlagerung des Gelenkmittelpunktes in bezug auf die Schwerlinie des Körpers und einer gleichzeitigen Verlagerung des Trochanter major nach distal und lateral besteht. Diese beiden Maßnahmen führen zu einer Entlastung der pelvitrochanteren Muskulatur und zur Aufrechterhaltung eines druckvermindernden Gleichgewichtes im Hüftgelenk. (74)
(s. Abb. 11)

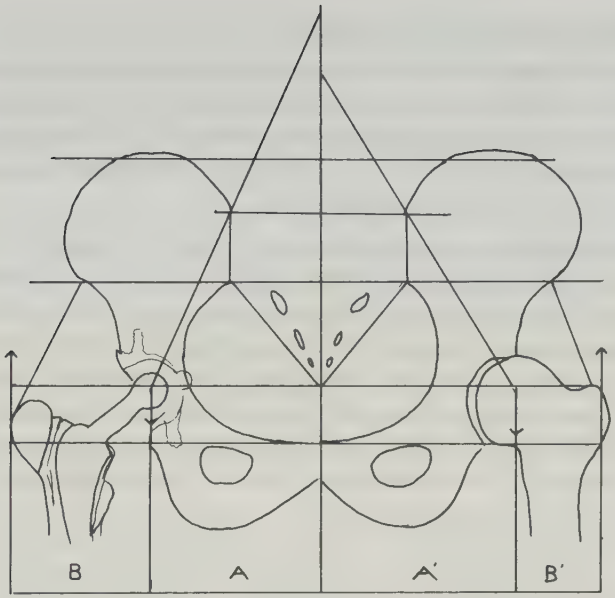


Abb. 11 Der Charnley-Femurkopf liegt mehr medial als in der normalen Lage.
Aus R. Owen, Charnley total hip reconstructive arthroplasty in G. Chapchal: Arthroplasty of the hip, G. Thieme Verlag Stuttgart (1973) S. 48

Das von Charnley als "fretting" bezeichnete Phänomen spielt bei der Verankerung eines femoralen Anteiles mit Knochenzement eine wichtige Rolle. (74) Zwischen Zement und Knochen bildet sich als Grenzschicht wirkendes fibröses Bindegewebe aus, das mechanische Kräfte, die ja auftreten müssen, absorbiert und damit den Knochen entlastet. Es steht außer Zweifel, daß durch die Einzementierung der Kontakt zwischen Knochen und Implantat wesentlich vergrößert wird und so die Druck- und Scherkräfte, die auf den Knochen einwirken, bis um das 30-fache vermindert werden. (177)

Biologisch-Klinische Faktoren:

Der zunehmende Abrieb sowie toxische Wirkungen der kleinen Teflonpartikel führten im Laufe von 18-30 Monaten zu einer Durchwanderung der Teflonschicht durch den Metallkopf und so zu schwersten Veränderungen in Knochen und Weichteilen. (110)

Charnley hat bei Sektionen, die 4 und 5 Jahre nach einer TEP Implantation erfolgte, Partikel von Teflon in den Lymphdrüsen entlang der Aorta gefunden. (27) Wie problematisch die Charnley TEPs mit Teflonpfannen waren, zeigt folgender Bericht. 1972 veröffentlichten Safi und Schreiber von der Balgrist Klinik in Zürich folgende Statistik: Von 6 TEP mit Teflonpfannen mußten 4 TEP nach 1-4 Jahren nach der O.P. wegen Pfannenfraktur ausgewechselt werden (aufgrund von Stürzen). U. Scherrer berichtet 1976 über 13 Pfannenfrakturen bei alten Charnley-Prothesen mit Teflonpfannen, die zwischen dem 1. und 5. Jahr nach Implantation auftraten. (s. Tabelle) (139)

Zeitdauer bis zum Auftreten einer Pfannenfraktur

Alter	Anzahl der Fälle	Häufigkeit
bis 1 Jahr	0	--
1 - 2 Jahre	5	38 %
2 - 3 Jahre	3	23 %
3 - 4 Jahre	3	23 %
4 - 5 Jahre	2	16 %
	13 insgesamt	

Bei der Entstehung einer Pfannenfraktur konnte er feststellen, daß eine Prädisposition einer Altersgruppe nicht vorlag. Hüftvoroperationen spielten bei der Pfannenfraktur ebenfalls eine untergeordnete Rolle. Eine Häufung von Pfannenfrakturen fand Scherrer sowohl bei Patienten mit hohem Körpergewicht als auch bei denjenigen mit hohem Aktivitätsgrad. Es fand sich

eine größere Häufigkeit - 86 % gegenüber 66 % bei denjenigen Fällen ohne Fraktur - von schweren Veränderungen der gegenseitigen, d. h. nicht operierten Hüfte, bei den Fällen, in denen eine Pfannenfraktur aufgetreten ist.

In 3 Fällen konnte ein Sturz auf die betreffende Hüfte eruiert werden, wobei sich intraoperativ kein oder wenig Abschliff an der Pfanne fand. 7 Fälle wiesen ein stark erodiertes Azetabulum auf mit zum Teil größeren Defekten und sehr dünnen Pfannenböden mit grünschwarz verfärbtem, breiigem Inhalt. Bei weiteren 7 Fällen fand Scherrer bei der Eröffnung des Gelenkes bakteriologisch sterilen klaren bis trübgelben Erguß.

Bei der histologischen Untersuchung von 10 Exzisaten aus Kapsel und Azetabulum stellte sich in allen Fällen eine fettige granulomatöse Fremdkörperreaktion heraus. Das Granulationsgewebe bestand aus reichlich vielkernigen Riesenzellen und einer Wucherung retikulohistiozytärer Zellelemente mit abschnittsweise käsigen Nekrosen. (139)

Bei einer zweiten Serie, wobei der von Huggler gewählten Teflonabkömmling Fluorosint als Pfanne implantiert wurde, mußten von 28 Fluorosintpfannen nach 2 - 5 Jahren 12 dieser Pfannen wegen Pfannenfraktur und Abschliff durch Polyäthylenpfannen - eine Weiterentwicklung der Pfanne, die noch heute im wesentlichen Verwendung findet - ersetzt werden. (135)
Das zur Verstärkung des Teflons verwendete Glasfasermaterial (=Fluorosint), das als Abriebpartikel wieder zwischen die Gelenkflächen gelangt ist, hat dort infolge Schmirgeleffekt zu einer Verstärkung des Verschleißes geführt. Ungenügende Schockabsorptionsfähigkeit der Fluorosintpfanne und eine Resistenzverminderung des Fluorasints unter der Einwirkung

von Gewebeflüssigkeit trugen ebenfalls zur mangelhaften Stabilität der Fluorosintpfanne bei. (139)

Schneider kontrollierte 1600 TEPs und fand in einer Serie 1961-1966, in der viele Teflonpfannen eingesetzt wurden, eine Reoperationsrate von 45 %. (110) Aufgrund der schlechten Erfahrungen mit der Teflonpfanne ersetzte Charnley im Jahre 1962 das Teflon durch das "high density polyethylene".(43) (Abb. 12)

Standardprothesenmaße:

Kopfdurchmesser	22 mm
Schaftlänge	126 mm
Pfannendurchmesser (äußerer)	44 mm
Pfannendurchmesser (innerer)	22 mm
Pfannendicke	9,6 mm

(145)

Abb. 12 Aus Charnley, Ersatz des Hüftgelenkes durch Totalprothese.
Triangel (De) S. 211 (1968)

In einer Studie vom Jahre 1973 stellt Charnley den Abrieb von "high molecular weight polyethylene" Pfannen bei 72 Hüften fest. Der Abrieb jener Pfannen

wurde röntgenologisch über einen Zeitraum von 9 - 10 Jahren gemessen.

Abrieb bei 60 Hüften mit Polyäthylenpfanne bei Patienten im Durchschnittsalter von 73,3 Jahren

Beobachtungszeitraum von 10 Jahren		60 Hüften
0,15 mm	68 %	(49) Hüften
mehr als 2,5 mm	15 %	(11) Hüften

Im Laufe der Zeit verringerte sich der Abrieb. In der 2. Fünfjahreshälfte betrug der Abrieb 40 % weniger als in der ersten Fünfjahreshälfte. Das Körpergewicht und die Aktivität scheinen in keinem Zusammenhang mit dem Abrieb zu stehen. (32)

Bei einer Serie von 210 TEP mit der "high density polyethylene" Pfanne in den Jahren 1962-1965 mit einem Beobachtungszeitraum von 4-7 Jahren kam es zu folgenden Ergebnissen

Ergebnis von 210 Fällen mit Charnley Prothese	Beobachtungszeitraum 4-7 Jahre	
sehr gut	90 %	(= 189 Fälle)
gut	10 %	(= 21 Fälle)
befriedigend	---	
schlecht	1,3 %	(= 3 Fälle)

(30)

Alle eventuellen Fehlschläge oder Spätversager von Charnley TEPs lassen sich auf 2 Hauptgründe zurückführen:

1. Gewebsreaktion gegenüber Teilchen, die von der Tragfläche der Prothese abradiert worden sind und
2. mechanische Lockerung der Zement-Knochen-Verbindung. (27)

Die Charnley TEP hat auf der ganzen Welt Verbreitung gefunden.

b) Müller Prothese

Materialabhängige technische Überlegungen und Faktoren:

1) Müller brachte Mitte der 60-er Jahre eine Modifikation der McKee-Farrar-Prothese heraus. Sowohl die Pfanne als auch Schaftendoprothese bestehen aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung, dem Protasul, das dem Vitallium ähnlich ist, aber wegen seiner kleineren Korngröße geringere Abnützung und höhere Bruchfestigkeit zeigt. (177) Der Kopf, der wie beim McKee-Farrar-Modell 42 mm Durchmesser hat, läuft in der Metallpfanne auf 3 Delrin-Nippeln. Delrin ist ein Polyoxymethylen-Polyacetal. Die Delrin-Gleitlager wurden wegen des geringeren Abriebs später durch Polyäthylenknöpfe ersetzt. (130)

Während der Anfangszeit nach der Implantation wurde so der Reibungskoeffizient zwischen Kopf und Pfanne vermindert, folglich wurde auch die Belastung der Verankerungszone zwischen Knochenzement und Knochen geringer. (148) Diese Gleitlager sollten die Selbstschmierung der Totalendoprothese sicherstellen. (177) Chapchal wies 1971 darauf hin, daß diese sehr kleinen Knöpfe aus Delrin sich bereits nach kurzer Implatationsdauer infolge immens hohen Flächenpreßdrucks abnutzen und die Prothese dann dem Lagertyp Metall-Metall zuzuordnen ist, also einen anwachsenden Reibungskoeffizienten aufweist. (130) (s. Abb. 13)

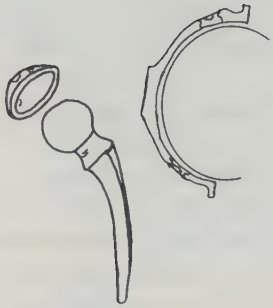


Abb. 13
Die sog. selbstschmierende Metall-TEP von Müller

Aus Almby, B., Hierton, T.
Total hip replacement with Müller's so-called self-lubricated total hip prosthesis in G. Chapchal: Arthroplasty of the hip S. 189 ff., G. Thieme Verlag Stuttgart 1973

2) Die erhöhte Luxationsanfälligkeit stellte sich als Nachteil der Charnley Prothese heraus. Aus diesem Grunde modifizierte Müller 1966 die Charnley Prothese, indem er den Schenkelkopfdurchmesser auf 32 mm vergrößerte und den Schaft verlaufen ließ. (110)

Zunächst verwendete Müller eine Co-Cr-Guß-Legierung für den Prothesenschaft. Kurze Zeit später verwendete er das Protasul 10, eine Co-Cr-Schmiede-Legierung.

Wie Charnley wählte Müller ein Pfannenteil aus Polyäthylen. (110, 130, 177)

(s. Abb. 14)

Standardmaße der Prothese:

Kopfdurchmesser	32 mm
Schaftlänge	120 mm
Pfannendurchmesser (äußerer)	49 mm
Pfannendurchmesser (innerer)	32 mm
Pfannendicke (min)	5,7 mm

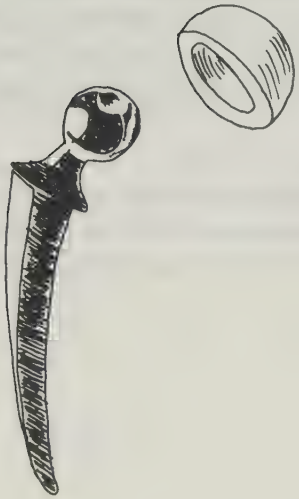


Abb. 14 Aus A. Schreiber / Huggler:
Alloplastik des Hüftgelenks S. 37
Müller Prothese (1965)
G. Thieme Verlag Stuttgart 1978

Biomechanische Überlegungen:

Bei der Operation ist eine Trochanterosteotomie nicht notwendig, als Zugang wird häufig ein modifizierter Watson-Jones gewählt. (93) Die gebogene Prothese kann nicht willkürlich eingesetzt werden, denn sie liegt zu stark in Varusstellung, so kommt es leicht zu Rißbildung im Zement und eventuell später zum Ermüdungsbruch des Schaftes. Ein wichtiger Punkt bei der Operationstechnik ist die anatomisch gerechte Einsetzung der Pfanne, möglichst mit einer Anteversion von 10^{o} - 15^{o} und einer Inklination von 45^{o}. Bei idealen Verhältnissen liegt die Prothese in Valgusstellung, die Spitze berührt die mediale Kortikalis. (110)

Gegen die Lockerungstendenzen bei TEPs ist in den letzten Jahren eine neue Müller-Geradschaftprothese mit 6 verschiedenen Stielkalibern entwickelt worden. Die Stabilisierung der Schaftprothese wird durch Verkeilung angestrebt. (141)

Biologisch-klinische Faktoren:

B. Almy berichtet von einer Serie mit 106 sogenannten "self-lubricated" Müller-Prothesen, die zwischen 1968-1970 implantiert wurden. Die Anfangserfolge mit der TEP waren sehr gut, doch stellten sich in einem Beobachtungszeitraum von 6-57 Monaten Spätkomplikationen auf (siehe Tabelle).

106 op. 93 patients 1967 - 1970

Loosening			
Treatment	A. 3	Implants removed	Bact.culture in one case
	B. 4	Exchange of implants	Sterile cultures in all
	C. 1	New cementation	Sterile cultures
Fracture of accetabular bottom	1		Loosening exchange of implants
			loosening - arterial lesion death
Fracture of prosthesis	1		Exchange of component
Late septic infection			Excision of infected tissue
without loosening	1		rinsing drainage 8 weeks Good function.Prognesis?
Ectopic ossification	1		Revision. Joint range not increased

Aus B. Alby, Hiertory T.
Total hip replacement with Müller's so-oalled selflubricated total hip prosthesis in G. Chapchal:
Arthroplasty of the hip.
G. Thieme Verlag Stuttgart (1973)

In einer Nachkontrolle von 1136 TEP (Müller-Charnley von 1969 - 1971 implantiert) stellten Huggler und Schreiber folgendes Ergebnis fest: (74)

Zeit: 3-7 Jahre	gut	befried.	schlecht	Infekte	Material- brüche Lockerungen	Re.O.P.
1136 TEP	35,8 %	29,9 %	34,7 %	2,3 %	1,7 %	4 %

Die zuvor aufgezeigten Schwierigkeiten mit der McKee Farrar Modifikation veranlaßten Müller, diese Prothese nur kurze Zeit selbst zu verwenden und die heute gebräuchlichere oben zuletzt beschriebene Charnley-Modifikation zu entwickeln. Diese Müller-Prothese zeigt gegenüber der original Charnley-Prothese einige wichtige Unterschiede:

1. Der Stiel ist nicht gestreckt, sondern bogenförmig gekrümmt - was eine valgische Implantation verlangt -, denn liegt sie zu stark in Varusstellung, dann ist sie nicht im kranialen Bereich mit Zement unterstützt. Es kommt infolgedessen leicht zu Rißbildungen im Zement, etwa in der Mitte des Stieles und mit der Zeit sogar zum Ermüdungsbruch des Prothesenstieles.
2. Der Schenkelkopf hat einen Durchmesser von 32 mm - damit einen gegenüber der Charnley-Prothese unterschiedlichen wirksamen Hebelarm und so eine geringere Luxationstendenz.
3. Die Müller-Prothese erlaubt gegenüber der Charnley Prothese eine größere Hüftbeweglichkeit, besonders in der Beugung (bis auf 110°) ohne zu subluxieren. (93)

c) Buchholz-Prothese Modell "St. Georg"
Materialabhängige-technische Überlegungen und Faktoren:

Die 1966 von Buchholz entwickelte Prothese weist im Gegensatz zur Charnley-Prothese einen Kopfdurchmesser von 38 mm auf. Bei der Endoprothese nach Charnley ist der Kopf genau in die Pfanne eingepaßt, während bei dem Modell "St. Georg"

der Durchmesser von Kopf und Pfanne so weit differiert, daß zwischen beiden ein Spalt bis 1,5 mm vorhanden ist, die Pfanne also größer ist. Die Pfanne dieser Prothese zeigt im Gegensatz zur Charnley-Prothese als einzige neben einer verstärkten Belastungszone eine Ausbuchtung des ventralen und medialen Randes zur Vermeidung von Irritationen der Psoassehne und des Nervus femoralis. (15) Obendrein wird hierdurch eine Verbesserung der Beugefähigkeit im Hüftgelenk erreicht. (18)

Biomechanische Faktoren:

Durch die Inkongruenz zwischen Kopf und Pfanne kann die Gewebeflüssigkeit, die sich stets in dem Spalt zwischen Kopf und Pfanne bildet, zuverlässig an jeden Punkt der Pfanne gelangen und so für eine Schmierung sorgen, die das Gleiten des Kopfes in der Pfanne gegenüber anderen Modellen verbessert. (14) Bei dieser feuchten Reibung ist die Gleitverschleißrate etwa um die Hälfte geringer als bei trockener Reibung. (19)

Die Inkongruenz zwischen Kopf und Pfanne hat noch einen weiteren Vorteil. Durch die Gewebeflüssigkeit tritt eine Abpufferung bei Fehlbelastung auf. Kommt es z. B. zu einem Stoß von lateral, so bremst die Gewebsflüssigkeit die Wucht des Stoßes ab. (15)
(siehe Abb. 15 a und b)

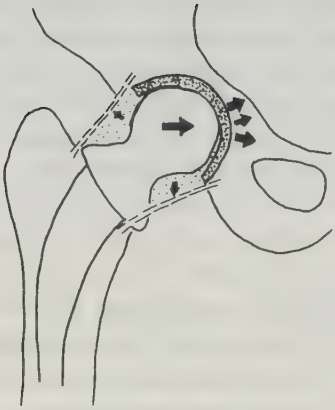


Abb. 15 a und b

aus Buchholz:
Technik und Anwendungsmöglichkeiten der Totalendoprothese für das Hüftgelenk.
B. Langenbeck
Arch. klin. Chir. 325
S. 777 ff (1969)

Das Material des Prothesenschaftes bestand zunächst aus einer Co-Cr-Legierung (Wittebol), heute findet das Remanit-Gfh von den Edelstahlwerken Bochum Verwendung. Die Pfanne besteht aus Niederdruckpolyäthylen der Ruhrchemie. (19, 20, 130)

Der Prothesenschaft mit H-Profil hat eine Länge von 170 mm. Ruckelshausen ist der Ansicht, daß sich die ungewöhnliche Länge des Schaftes nachteilig für die Elastizität der Kortikalis auswirkt und Fälle von Femurschaftfraktionen anläßlich von Bagatellunfällen nach Implantation dieses Prothesentyps bekannt geworden sind. (130) Er ist kräftig gewählt, daß er auch extreme Belastungen abzufangen in der Lage ist.

Durch seine Formgebung liegt er dem Femurschaft an drei Punkten an. (Abb. 16) und leitet so den Kraftfluß, der physiologischerweise über den Trochanter minor zum Knie verläuft, in die gleiche Richtung, ohne die laterale Kortikalis stärker zu belasten. (19)

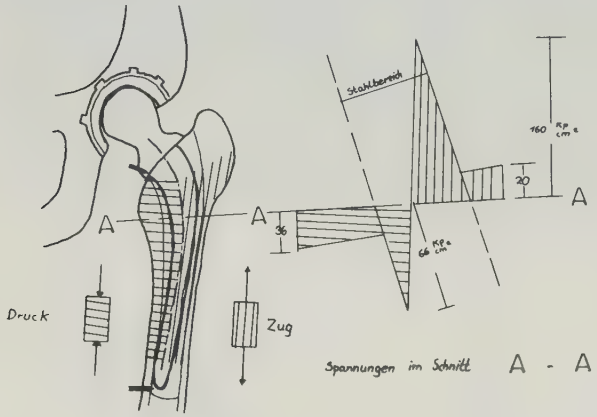


Abb. 16 Aus B. Buchholz, H. W.
T. Das künstliche Hüftgelenk, Modell "St. Georg"
B. Cotta, Schulitz
Der totale Hüftgelenkersatz S. 81 f. (1973)

Für die Operation wählt Buchholz den lateralen Zugang: Eröffnung der Bursa trochanterica, bogenförmiges Einschneiden der Fascie des Gluteus-medius-Ansatzes in seinem caudalen Bereich und Abmeißeln des Ansatzes gemeinsam mit einer dünnen Knochenlamelle, dabei ist darauf zu achten, daß bei der Ablösung des Glutaeus-medius-Ansatzes nicht der Trochanter major abgemeißelt wird, da sich dann nach dessen Wiederbefestigung erhebliche Scherkräfte auswirken. Die Wiederbefestigung des Glutaeus-medius-Absatzes erfolgt zum Schluß der Operation mit zwei Polyesterfäden als Zuggurtungsnaht und schließt ab mit der Sicherungsnaht.

Die knöcherne Vereinigung der abgelösten Knochenlamelle mit dem Trochanter major soll nach Ansicht von Buchholz nach 14 Tagen bis 3 Wochen erfolgen. (15, 19)

d) Totalendoprothese "System Brunswik"
Materialabhängige-technische Überlegungen und Faktoren:

Diese Endoprothese fußt auf den Erfahrungen mit der Charnley-Prothese. Das Neue dieser Prothese ist gegenüber der Charnley- und Müller-Prothese der größere Kopfdurchmesser (38 mm) und die dickere Wandstärke der Pfanne (6 mm und mehr) in Kombination mit bewährten Prothesen (Thompson oder Wittebol). Die Prothese besteht aus einer Polyäthylen-Pfanne und einer Kopfprothese aus Vitallium.

Das System Brunswik verwendet für die große Pfanne die 1 1/2 Zoll Thompson-Endoprothese oder die Wittebol-Endoprothese, für die mittlere und kleine Pfanne wird die 1 3/8 Zoll-Endoprothese mit kurzem oder langem Schaft benutzt. (s. Abb. 17)

Abb. 17

Aus H.-H. Lubinus und U. Jacobsen, Erfahrungen mit dem totalen Hüftersatz unter Verwendung des Systems Brunswik und eines dorsolateralen Zugangs. S. 93
In Cotta, Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz (1978)
G. Thieme Verlag Stuttgart

Folgende Tabelle zeigt die Abmessungen bei unterschiedlichen anatomischen Verhältnissen:

Anatomische Verhältnisse	Pfannen Ø (äußerer)	Pfannen Ø (innerer)	Kopf Ø
bei großer Hüftanlage	55	39,0	38,0 mm
bei kleiner (weibl.) Hüftanlage	48	35,5	34,5 mm
bei extrem kleinen Verhältnissen	41	35,5	34,5 mm

Biomechanische Überlegungen:

Hieraus geht hervor, daß zwischen Kopf und Pfanne 1 mm Spiel besteht. Obwohl die Gelenkpartner bezüglich des Krümmungsradius nicht exakt kongruent sind, sorgt die Verformbarkeit des Polyäthylens dabei für großflächige Lastaufnahme. Der Spielraum von 1 mm führt dazu, daß bei Bewegungen während der verschiedenen Belastungsphasen im Gelenk ein Pumpeffekt entsteht, der ständig den Gelenkspalt mit Flüssigkeit aus der Umgebung versorgt. Lubinus nennt dies eine Art elastohydrodynamische Schmierung.

Lubinus verzichtete auf einen exakten Schluß zwischen Kopf und Pfanne, weil er fürchtete, daß sich das Gelenk durch geronnene Substanz wie Fibrin oder Oberflächenbeschädigungen, wie sie durch thermische Überhitzung bei Belastungsspitzen entstehen können, festläuft.

Die große Oberfläche der Polyäthylenpfanne ermöglicht eine gute Fixation am Becken. Das Profil der Pfanne begünstigt beim Einpressen das Abfließen des noch weichen Kunststoffzementes, wodurch Lufteinschlüsse vermieden werden. Vier Abstandnocken der Pfanne verhindern, daß die Pfanne dem Knochen zu nahe kommt und der Zement zu dünn ausgepreßt wird.

Die meisten Operateure wählen bei dieser Prothese den dorsolateralen Zugang (nach Kocher, Langenbeck).
Bei dieser O.P. Methode werden die Exorotatoren an der crista intertrochanterica bei Einwärtsdrehung des leicht gebeugten Hüftgelenkes durchtrennt. (96) Lubinus erwähnt bei dieser O.P. Methode die Möglichkeit der N.ischiadicus-Irritation, wobei es bei 28 Patienten vorübergehend zu Peronaeuslähmungen gekommen war. (97)

e) Lagrange-Letournel-Prothese (kurz "L.L." Prothese)

Dieses Modell wurde in Frankreich von Lagrange und Letournel entwickelt und basiert auch auf den Erfahrungen Charnleys. Kopf und Schaft der Prothese bestehen aus einer Chrom-Cobalt-Legierung. Für die Pfanne wurde Polyäthylen verwendet. Die Pfanne bedeckt etwa die Hälfte des Prothesenkopfes. Die Insertion des Prothesenkopfes in der Pfanne läßt ein Vakuum entstehen, das den Kopf fest in der Pfanne hält und so stabilisierend wirkt.

Das Standardmodell hat einen Kopfdurchmesser von 35 mm. Ein Prothesentyp hat ein elliptisches Prothesenende, das gebräuchlichere Modell ein rechteckiges Ende. Die Pfanne gibt es in 2 Größen. Die gebräuchlichste hat einen Außendurchmesser von 47 mm. Die zweite Größe mißt 58 mm Außendurchmesser.
Für Hüftdysplasien steht ein spezielles Modell mit einem Kopfdurchmesser von 30 mm und elliptischem Schaftende zur Verfügung.
Die Halslänge bleibt bei allen Modellvarianten dieselbe.
(siehe Abb. 18)

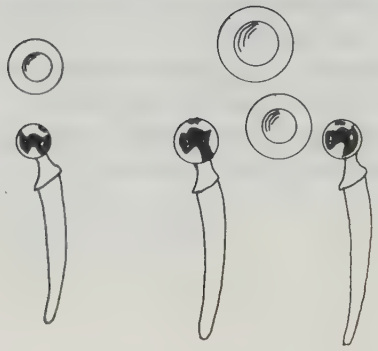


Abb. 18

Verschiedene Modelle der "L.L." T.Endoprothese aus J. Lagrange und E. Letournel
The L.L. total hip prothesis
in International Surgery Vol. 60 No. 1 (1975) S.21

Bei der Operationstechnik wird allgemein der anteriore Zugang gewählt. Der Trochanter major und der Glutaeus medius erfahren während der Operation keine Veränderung. (88)

Die entscheidenden Unterschiede zur Charnley Prothese bestehen im größeren Kopfdurchmesser und in einer anderen (hier anteriorer Zugang) Operationstechnik, wobei der Trochanter major und Glutaeus medius während der O.P. weder reponiert noch anders verändert werden. Somit treten daraus resultierende Probleme (z.B. Nichtwiederanwachsen des Trochanter major etc.) nicht auf. Im Prinzip unterscheidet sich diese Prothese nur geringfügig von der Müller Prothese. Dieses Modell findet häufiger in französisch sprechenden Ländern Verwendung.

f) Trapezoidal-28-Prothese nach H.C. Amstutz und P. Walker
Materialabhängig-technische Überlegungen und Faktoren:

Die hohe Lockerungsrate bei der McKee-Ferrar Prothese, der Abrieb sowie die gelegentlichen Schaftbrüche bei der Müller- und Charnley-Prothese veranlaßten Amstutz und Walker 1969 in Amerika, eine neue Prothese zu konstruieren, die den komplexen Forderungen einer optimalen Hüft-Rekonstruktion mit

minimalem Verbrauch an Zement und verschiedenen Prothesengrößen und - formen, die Charnley und McKee nicht erfüllen, gerecht werden.

Mit den reichhaltigen Modellvariationen wird der Versuch unternommen, bei den verschiedenen TEP-Indikationen zu optimalen Ergebnissen zu gelangen. Der Name der Prothese stammt vom trapezförmigen Hals und ihrem 28 mm großen Kopfdurchmesser.

Eine keilförmige, trapezförmige oder rechteckige Form des Schaftes wurde einer Rautenform vorgezogen, um den Druck des Zementes beim Einbringen der Prothese in den Femur zu vergrößern. (siehe Abb. 19)

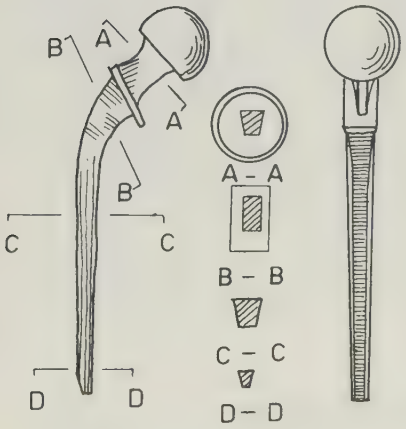


Abb. 19

Verschiedene Durchmesserformen der obigen Prothese aus H. C. Amstutz, Trapezoidal-28 total hip replacement in Clin. Orthop. No. 95 S. 159 (1973)

Es gibt zwei Basismodelle des Trapezoidal-28 Modells. Der lange Schaft von 129 mm Länge wird in 75-80 % implantiert. Das Modell mit dem kürzeren Schaft (117 mm) wird in allen übrigen Fällen verwendet. Daneben gibt es noch ein Modell mit extra dünnem Schaft.

Ein extra langer Schaft steht bei Reoperationen oder Femurschaftbrüchen zur Verfügung. Als Prothesenmaterial findet wahlweise hochwertiger Stahl (V 8) oder eine Cobalt-Chrom-Legierung Verwendung.
(siehe Abb. 20 a und b)

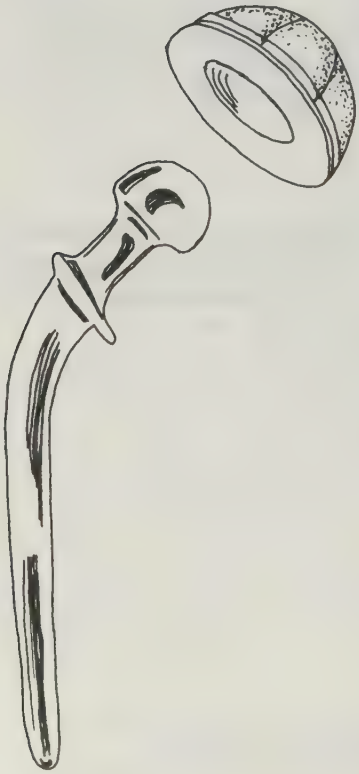


Abb. 20 a)

Trapezoidal-28 TEP mit langem Hals und breitem Schaft.

Aus H. V. Amstutz, Trapezoidal-28 total hip replacement in Clin. Orthop. 95 S. 159 (1973)

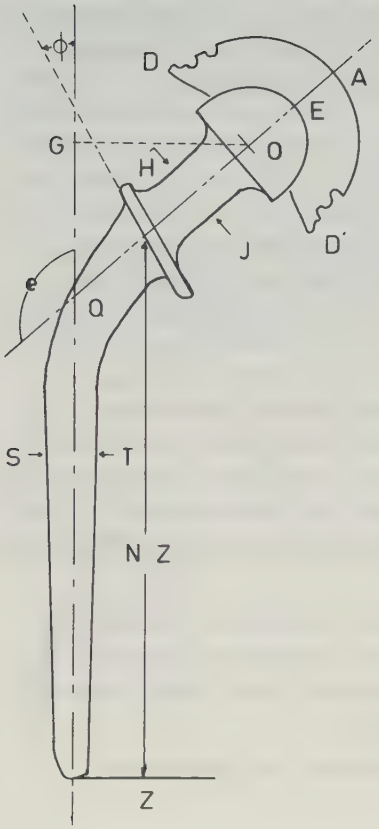


Abb. 20 b)

Ausmaße der Trapezoidal-28 TEP
Aus H. C. Amstutz, Trapezoidal-28 total hip replacement in Clin. Orthop. 95 S. 160 (1973)

Maße der T-28 mit langem Hals und breitem Schaft

Kopfdurchmesser in mm	28
Halswinkel (Ø) in Grad	133
Kragenwinkel (Ø) in Grad	30
Kopf zur Schaftmittellinie (OG) in mm	42
Kragen zur Kopfoberfläche (NE) in mm	48
Schaftlänge (NZ) in mm	129
Pfannendicke in mm	18

Aus H. C. Amstutz, Trapezoidal-28 total hip replacement in Clin. Orthop. 95 S. 161 (1973)

Die Pfanne besteht aus Polyäthylen und hat je nach Modell verschiedene Maße. Auffallend sind die starken Einbuchtungen in der äußeren Pfannenoberfläche. Sie sollen zur besseren Fixierung im Knochenlager des Azetabulums dienen.

Biomechanische Überlegungen:

Amstutz ist der Ansicht, daß die spezielle Halsform mit trapezförmigem Durchmesser zu einem größeren Bewegungsspielraum beiträgt. Die größere Dicke (6,9 - 18 mm) der Pfanne (fast doppelt so dick wie die von Charnley = 9,6 mm) und die Tiefe der Pfannenhöhle sollen größere Stabilität bewirken und eine evtl. Dislokation verhindern. Der Autor wählte die trapezförmige Querschnittsform um die Masse der Prothese zu verringern, bei gleichzeitig gesicherter Stabilität. Was den Bewegungsumfang bei Beugung und Außenrotation angeht, so konnte die T-28 Prothese im Hüftsimulator im Vergleich zur Charnley oder Charnley-Müller Prothese die besten Ergebnisse erzielen.

Bei der Implantation wird wie bei Charnley der Trochanter major osteotomiert zwecks besserer Übersicht. Amstutz empfiehlt zur einfacheren Implantation noch einige Spezialhalter und andere Instrumente. (2)

Dieser Prothesentyp findet vornehmlich in Amerika Verbreitung.

g) Harris-Prothese
Materialabhängige-technische Überlegungen und Faktoren:

W. H. Harris stellte 1971 in Massachusetts der Öffentlichkeit eine neuentwickelte TEP vor, die es in 2 Versionen gibt (als 2- und 3-teilige Prothese). Die 3-teilige hat eine Pfanne aus Vitallium mit auswechselbarem Polyäthylenkern. Sie ist vornehmlich für jüngere Patienten gedacht (unter 50 Jahren), also vorwiegend für Patienten mit rheumatischer Arthritis und einer Hüftdysplasie. Für Hypoplasien des proximalen Femurs steht ein besonders kurzer Schaft zur Verfügung. Das besondere an dieser Prothese ist die verstärkte

Dicke der Pfanne, ein verminderter Preßdruck der Pfanne und eine größere Beweglichkeit in der Hüfte gegenüber herkömmlichen Prothesen (z. B. Charnley-Prothese) und die mögliche Auswechselbarkeit des Polyäthylenkerns ohne Zerstörung des Pfannenbettes. Dieses macht diese Prothese nach Ansicht von Harris besonders geeignet für jüngere Patienten. (64)

Grundsätzlich gibt es zwei Arten von Harris-Prothesen. Eine zweiteilige TEP mit Kopfprothese aus Vitallium und Pfanne aus Polyäthylen.
(s. Abb. 21)

Abb. 21
Zweiteilige Harris Prothese

Die zweite ist dreiteilig und besteht aus Kopfprothese desselben Materials Vitallium sowie einer Pfanne aus Vitallium mit Polyäthylenkern. (s. Abb. 22)

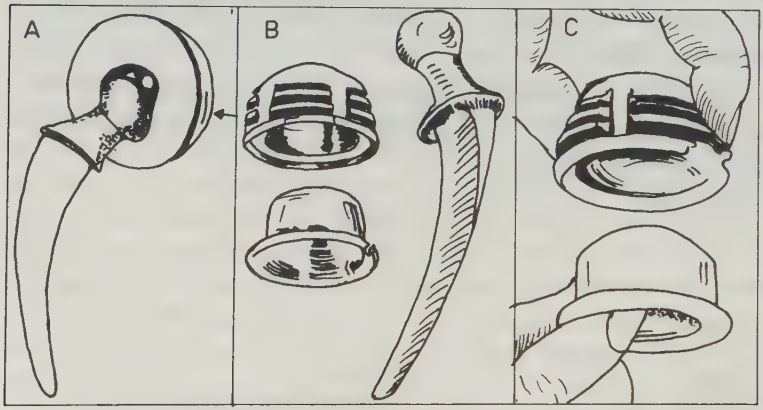


Abb. 22

Dreiteilige Harris Prothese mit auswechselbarem Polyäthylenkern.

Die beiden Harris-Prothesen haben folgende Maße:

Schaft:

Leicht gebogen, spitz zulaufend, etwas länger und dicker als die Thopson-Prothese

Kopfdurchmesser:

26 mm

Einteilige Pfanne aus Polyäthylen:

50 mm äußerer Durchmesser

Schichtdicke: 13 mm an der dicksten Stelle

Vitalliumpfanne mit Polyäthylenkern:

50 mm äußerer Durchmesser,

Schichtdicke: 11 mm an der dicksten Stelle

3 verschiedene Halslängen:	kurz	28 mm
	regulär	37 mm
	lang	42 mm

Der unterschiedlich starke Abrieb in den Teilbereichen der Pfanne führte zur unterschiedlichen Dicke des Pfannendurchmessers. Im Bereich des 50° Winkels herrscht höherer Abrieb vor, deshalb hier größere Dicke des Polyäthylenkernes. Folglich liegt der Kopf exzentrisch 2 mm vom Pfannenmittelpunkt medial verschoben. Auch liegt der Kopf 2 mm tiefer in der Pfanne, um die Stabilität zu erhöhen.
(s. Abb. 23)

Eine spezielle Version der Pfanne steht für Patienten mit besonders kleiner Hüftpfanne zur Verfügung, sie hat nur einen 44 mm Außendurchmesser.

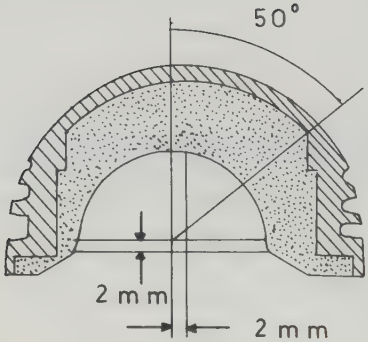


Abb. 23

Querschnitt durch die Pfanne mit Polyäthylenkern

Aus W. H. Harris, A new total hip implant in Clin. Orthop. 81 S. 108 (1971)

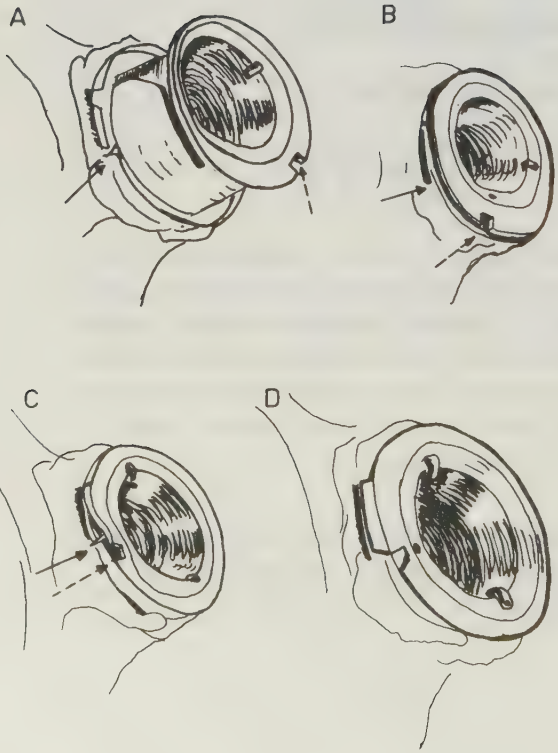


Abb. 24

Das Einsetzen des Polyäthylenkernes in die Vitalliumpfanne wird in nebenstehender Bildserie deutlich.

Wird der Abrieb des Polyäthylenkernes so groß, daß normalerweise bei herkömmlichen Pfannen die Pfanne mitsamt dem Knochenzement entfernt und durch ein neues Implatantat ersetzt werden muß, so bietet die Harris-Prothese den Vorteil des Belassens der Vitalliumpfanne in der festen Verankerung zwischen Zement und Hüftknochen. Lediglich der Polyäthylenkern wird mit Hilfe eines speziellen Extraktors einfach ausgewechselt. (62)
(siehe Abb. 25)

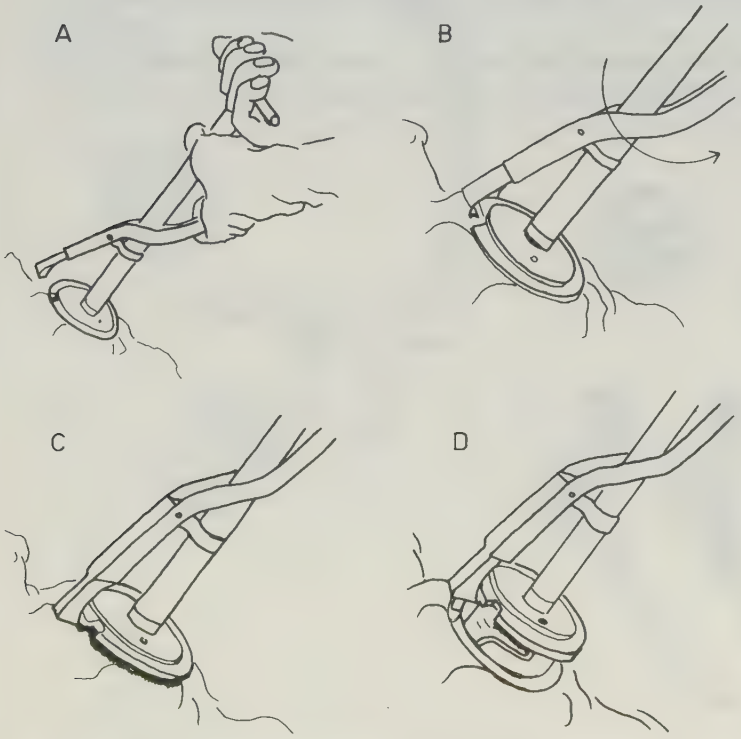


Abb. 25
Herausdrehen des Polyäthylenkerns mit Hilfe des Extraktors aus der Vitalliumpfanne.

Aus W. H. Harris, A new total hip implant in Clin. Orthop. 81 S. 110 (1971)

Zwecks besserer Übersicht wird auch hier in vielen Fällen der Trochanter major osteotomiert. (64)

2. Rotationsprothese nach Weber-Huggler I und II
Materialabhängige-technische Überlegungen und Faktoren:

Die von Weber und Huggler 1968/1970 entwickelte Rotations-Totalendoprothese geht auf eine von Scuderi 1965 eingeführte Kopfendoprothese zurück. (74) (s. Abb. 26)

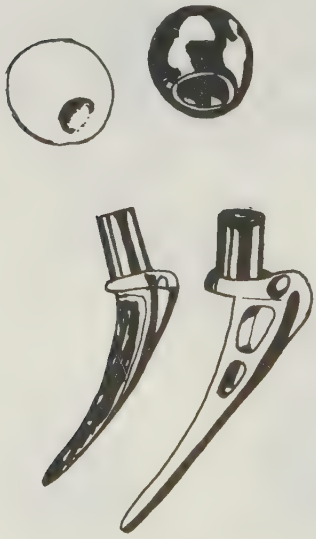


Abb.26
Rotationsprothese nach Weber/Huggler (1968) u. Scuderi (1965)

Die erste Form der Weber-Huggler-Totalendoprothese (Weber-Huggler I) bestand aus drei Teilen:
1) der metallischen Pfanne 2) dem Fermurkopf aus Polyester und 3) der Femurschaftprothese aus Cobalt-Chrom-Guß-Legierung. (74, 171)

Zunächst wurden 2 Standardpfannengrößen mit 37 und 42 mm Innendurchmesser angefertigt. Für beide Dimensionen wurden 3 verschiedene, auf ein Zapfengelenk aufsetzbare Halslängen in Abstufungen von 5 mm hergestellt. (74)
(s. Abb. 27 a und b)

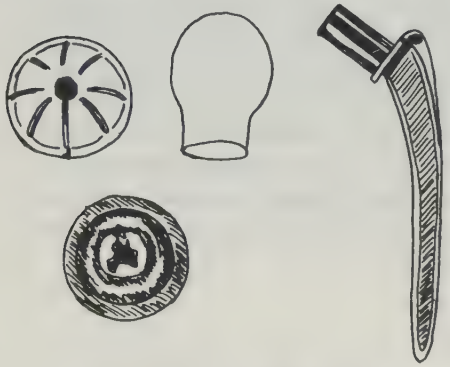


Abb. 27 a

Rotations Totalendoprothese nach Weber/Huggler (1968) mit Polyesterkopf mit Metallpfanne

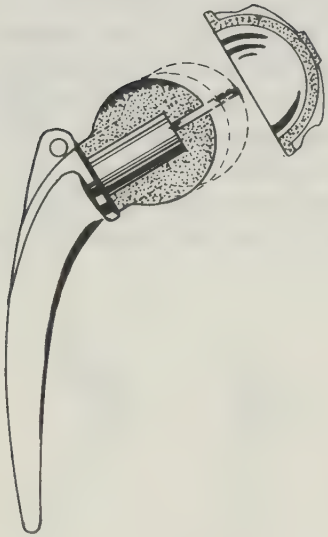


Abb. 27 b

Schema der Rotations-Totalendoprothese: Zapfengelenk, drei aufsetzbare Köpfe mit verschiedenen Halslängen

Biomechanische Überlegungen:

Die zylindrische Lagerfläche (mit zwei zusätzlichen druckaufnehmenden Planflächen and der Basis und der oberen Zapfenbegrenzung) soll überwiegend die Flexions-Extensions-Bewegungen aufnehmen. Die Kugelflächen dagegen sollen überwiegend Abduktions- und Rotationsbewegungen erlauben. (130)
Durch die bewegliche Verbindung zwischen Prothesenstiel und -kopf soll die Belastung und damit die Reibung an den artikulierenden Gelenkteilen erheblich herabgesetzt werden. (177)

Wie Hessert röntgenkinematographisch nachweisen konnte, findet bei der Rotationsendoprothese eine Drehbewegung des Kopfes nicht nur im Gelenkraum Kopf/Pfanne, sondern auch im Zapfengelenk statt. (68) Etwa 15 Schritte sind für eine volle Rotation des Kopfes erforderlich. (172)

Biologisch-klinische Faktoren:

Bei Nachuntersuchungen an Patienten stellte Weber fest, daß nach 3-4 Jahren glänzender Ergebnisse mit der Rotationshüftendoprothese vermehrt Spätlockerungen ohne Infektion auftraten. Die Ursache dafür fand er im feindispersen Abrieb des bisher für den Rotationshüftkopf verwendeten Kunststoff Polyester. Der Polyesterhüftkopf schädigte über einen besonderen Wirkungsmechanismus das knöcherne Bett der Prothese. Der Kunststoff wurde seither nicht mehr verwendet. (168)

Weber-Huggler II Prothese:
Materialabhängige-technische Überlegungen und Faktoren:

Seit 1972 wird folgende Rotations-Totalendoprothese aus drei Hauptteilen implantiert: (s. Abb. 28)

1) Kunststoffpfanne (high density polyethylene) mit 8 verschiedenen Außendurchmessern
2) 32 mm Metallköpfe aus Kobalt-Chrom-Guß-Legierung mit 3 verschiedenen Halslängen, Metallköpfe zwischen 44 und 56 mm Durchmesser und je 2 Halslängen für die Frakturprothese
3) dazugehörige Schaftprothese mit Zapfengelenk mit 4 verschiedenen Schaftlängen (Langschaft 18 bzw. 24 cm Länge), Protasul 10.

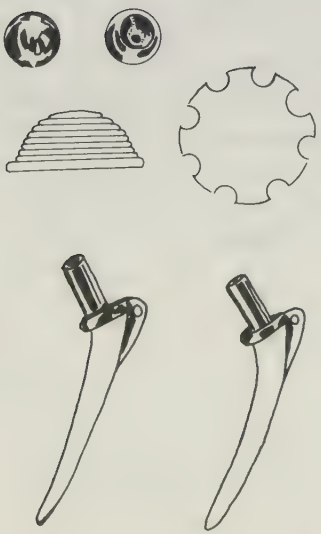


Abb. 28
Rotations-Totalendoprothese (1972) mit HDP-Pfannen und Metallköpfen

Biomechanische Überlegungen:

Sowohl beim ersten wie zweiten Modell weist der Kopf eine zentrale Bohrung auf, durch welche im Sinne einer gewissen Pumpwirkung Schmierflüssigkeit in die Gelenkräume eindringt.

Abgesehen von der leichteren Implantierbarkeit, den Möglichkeiten des Auswechselns (Baukastensystem), der geringeren Abnutzung der Kunststoffpfanne, dank verschiedener Gelenkräume und der konstruktiv günstig gelösten Schmiermöglichkeiten hat die Rotationstotalendoprothese auch biomechanische Vorteile. Bei ungünstigen Torsions- und Scherbeanspruchungen des Prothesenbettes (Schaft, Pfanne) wird die Verankerung entlastet, da bei starker Impaktion Ausweichbewegungen möglich sind. (74)

Biologisch-klinische Faktoren:

Aufgrund des Baukastenprinzips und der Verbesserungen am Modell Weber-Huggler II wird diese Prothese wegen ihrer günstigen biomechanischen Eigenschaften bevorzugt bei jüngeren Patienten implatiert (Cotta, Witt etc.). (34, 177)

Die vielfach bewährte TEP nach Weber-Huggler II wird zur Zeit in Kombination mit einem neuen Werkstoff - der Aluminium-oxidkeramik - weiter modifiziert.

3. Zementlose isoelastische Totalprothese

Eine TEP ganz anderer Art ist die im März 1973 erstmals implantierte sogenannte isoelastische Totalprothese. Die Schweizer Firma Mathys hat sie in Zusammenarbeit mit E. Morscher konstruiert.

Materialabhängige-technische Überlegungen und Faktoren:

Die isoelastische Totalprothese respektiert auf der einen Seite die Elastizitätsverhältnisse des Knochens optimal, auf der anderen Seite ist die Oberfläche des Implantates derart konzipiert, daß es in den Knochen eingebaut oder nur temporär mit Schrauben oder einer Klemmvorrichtung bzw. einem Spreizmechanismus fixiert werden muß. Der Knochenzement als Bindemittel fällt damit weg. Das Polyacethalharz erfüllt dabei am ehesten die für die sogenannte Isoelastizität gestellten Forderungen.

Das Deformationsverhalten einer in den Oberschenkelknochen eingebauten nicht armierten Acethalharzprothese entspricht sogar exakt demjenigen des natürlichen Knochens.

Der Verlauf der Zug- und Drucktrabekel im proximalen Femurende bestimmt die Form und die Art der Verankerung der Prothese. Die Zuggurtungsschraube in der Zone der Zugtrabekel überträgt die Zugkräfte auf die laterale Kortikalis, während sich auf der Seite der Drucktrabekel der mediale Teil der Prothesenhalsauflagefläche direkt am Calcar femorale abstützt. (siehe Abb. 29)

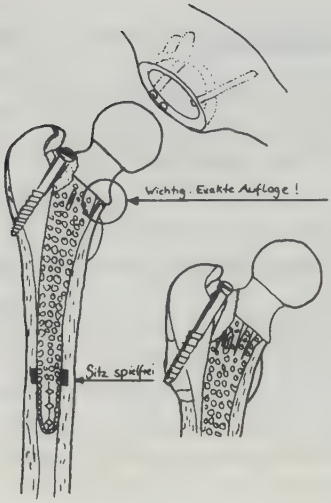


Abb. 29

Schema für den Einbau einer isoelastischen Hüftgelenkprothese und Pfanne aus Kunststoff ohne Verwendung von Knochenzement.

Aus R. Mathys
Stand der Verwendung von Kunststoffen für künstliche Gelenke
in act. traumatologie 3
S. 253-257 (1973)

An der Oberfläche des Stieles sind Vertiefungen angebracht, die den knöchernen Einbau der Prothese begünstigen sollen. Das künstliche Azetabulum besteht ebenfalls aus Polyacethalharz. Am kranialen Umfang befinden sich 2 Zapfen, welche in entsprechende exakt vorgebohrte Löcher im Pfannendach eingeführt werden. Dadurch, daß die Richtung der in das Pfannendach gebohrten Löcher von derjenigen der Zapfen um 3^{o} abweicht, kommt es nach dem Einführen der Kunststoffpfanne zu einem Verkeilen derselben und damit zu einer primären Stabilität, die durch Einführen von 2 Schrauben zusätzlich erfüllt wird. (108)

Biomechanische Überlegungen:

Die bisherigen Erfahrungen mit der Totalprothesenarthroplastik zeigen, daß das Kernproblem die Lockerung ist. Die Prothesenlockerung ist im wesentlichen ein Problem der Grenzflächen zwischen toter und lebender Materie, wo Spannungen auftreten, die durch die unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften zwischen Knochen einerseits, Knochenzement und Implantat andererseits verursacht sind.

Starre Implantate in oder an den Knochen gebracht, beeinträchtigen dessen Tragfunktion und Elastizität. Auf verminderte mechanische Beanspruchung reagiert der Knochen mit Atrophie. Man nennt dies bekanntlich die Spongiosierung der Kortikalis. Durch das Einsetzen einer starren Prothese in das Hüftgelenk entsteht mit dem Knochen zusammen ein starrer Block. (108)

Es ist vorstellbar, daß auch hier durch die unphysiologische Belastung des Knochens in gewissen Fällen eine Spongiosierung im Bereich des Implantates eintreten kann. Der Halt der Prothesenverankerung wird unter solchen Verhältnissen in Frage gestellt. Es kann bei einer inneren Lockerung vorerst zum Bruch des Zementbettes und später durch die eintretende Biegewechselbeanspruchung sogar zum Ermüdungsbruch des Prothesenstiels führen.

Eine ausschlaggebende Rolle spielt dabei die enorme Elastizitätsdifferenz zwischen Knochen und dem mit Zement eingebauten Metallimplantat. (101)

Biologisch-klinische Faktoren:

Dadurch, daß die isoelastische Prothese zementlos verankert wird, bietet sie den Vorteil, daß die Vitalität des verbleibenden Knochens am Becken und am Femur erhalten bleibt und so, falls nötig, noch ein Prothesenwechsel möglich ist. Deshalb werden jüngere Patienten bevorzugt mit solch einer Prothese versorgt. Morscher beklagt die relativ häufig zu beobachtenden paraartikulären Verknöcherungen. Er führt diese Komplikation auf das während der Präparation entstehende Knochenmehl zurück.

Aufgrund der erst kurzen Laufzeit dieses TEP-Typs kann noch kein endgültiges Urteil abgegeben werden, jedoch stellt auch diese Prothese einen weiteren Versuch dar, dem Problem der Lockerung Herr zu werden.

4. Zementlose TEP aus Poro-Metall nach Judet
Materialabhängige - technische Überlegungen und Faktoren:

Ein Problem des vollständigen herkömmlichen Hüftgelenkersatzes stellt die Kontaktfläche zwischen Metall und Knochen dar. Erfahrungsgemäß kann es bei der Standard-TEP hier schon nach relativ kurzer Laufzeit immer wieder zu Lockerungen kommen. Aus diesem Grunde entwickelte Judet im Jahre 1971 eine sich selbst befestigende Prothese. Die wabenähnliche Oberfläche, porös und alveolär, ist mit Ausbuchtungen versehen, die eine Länge von 200 Mikron bis 2 mm und eine Tiefe von 1-2 mm haben. In diese Aushöhlungen soll der neugebildete Knochen hineinwuchern und so eine feste, stabile Verbindung zwischen Knochen und Prothese herstellen.

Diese Poro-Metall TEP, eine Legierung aus Cobalt-Chrom-Nickel und Molybdän, besteht aus Femurschaft und Pfanne. Der femurale Prothesenteil wird in 5 verschiedenen Größen hergestellt. Der Schaft zeigt ein viereckiges Profil und ist gebogen, um so eine bessere Anpassung an die Markhöhle zu ermöglichen. Eine von der Basis des Schaftes ausgehende Flügelspitze von 2 mm Dicke mit 2 Öffnungen fügt sich in den Trochanter ein. Der Stiel der Oberschenkelprothese schließt mit einem flachen Kragen ab, der der Schnittfläche des Femur aufliegt. Das craniale Ende des Schaftes verjüngt sich in einem"Finger", der genau in die geschmiedete Kugel paßt, die mit mehr als der Hälfte in einer Polyäthylenpfanne rotiert.

Die Gelenkpfanne gibt es in 7 verschiedenen Größen von 40-64 mm Durchmesser. Eine zylindrische Hülle aus Poro-Metall enthält einen Einsatz aus Polyäthylen, der die Gelenkfläche bildet. In diesen Polyäthylenkern ist eine nicht luxierbare Metallkugel eingebettet. Bei entsprechender Indikation kann die Polyäthylenpfanne ohne Entfernung der metallischen Umhüllung gegen eine neue ausgetauscht werden. (s. Abb. 30) Diese Poro-Metall-TEP wird ohne Knochenzement implantiert. (80)

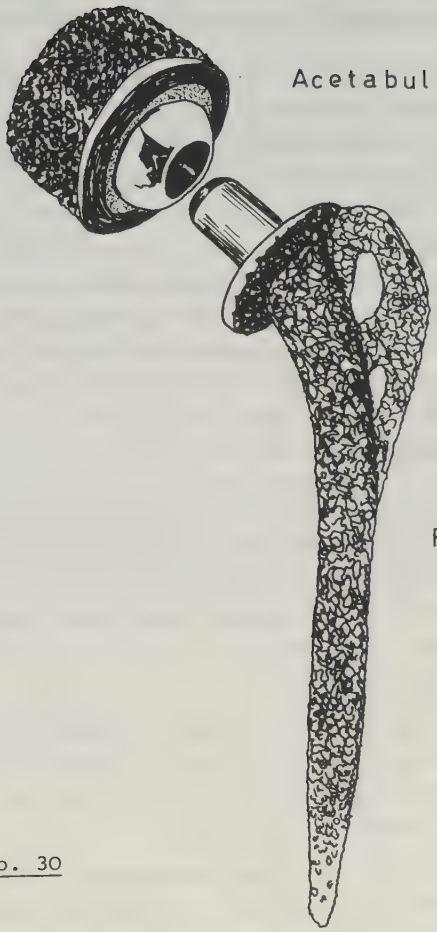


Abb. 30

Zementlose TEP aus Poro-Metall nach Judet

Biomechanische Überlegungen:

Die Frage, ob die Poro-Metall TEP, ohne Zement implantiert, auf die Dauer genügend im Knochen verankert ist, um den Belastungen dauerhaft standzuhalten, kann von Judet bejaht werden. Anhand von histologischen Schnittpräparaten hat er nachweisen können, daß der Knochen in das Metall eingewachsen ist und sich darin befestigt hat. Röntgenologisch kann man unmittelbar am Metall ein Knochenwachstum feststellen, ohne Aufhellung zwischen Metall und Knochen. Judet warnt vor einer zu senkrechten Implantation des Pfannenteils, denn dabei hat er häufiger Lockerungen beobachtet. (80)

Biologisch-klinische Überlegungen:

Die zementlose Poro-Metall-TEP bietet nach Ansicht Judets vornehmlich jüngeren Patienten eine adäquate Behandlungsmöglichkeit und ebenso gelockerten Zementhüftendoprothesen.

Die TEP wird gewöhnlich vom vorderen anterioren Zugang her implantiert, doch ist eine O.P. auch durch den hinteren oder lateralen Zugang möglich.

Da es sich bei der Implantation um eine schwierige Operationstechnik handelt, wobei große Präzision mit Hilfe von Spezialinstrumenten nötig ist, sollte der Einbau nur erfahrenen Operateuren vorbehalten bleiben.

Dieser TEP-Typ versucht durch eine biologische Verankerung den Problemen mit dem Knochenzement zu entgehen. Eine endgültige Wertung dieser TEP kann zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht vorgenommen werden, da die Zahl der Implantationen noch zu gering ist. (80)

5. Totalendoprothesen nach Wagner und Freemann/Swanson
Materialabhängige-technische Überlegungen und Faktoren:

Der wichtigste Nachteil eines alloplastischen Hüftgelenkersatzes besteht wohl darin, daß bei einem Versagen der Totalprothese - sofern keine Reimplantation mehr möglich ist - nach der Entfernung der Implantate eine Defektheilung mit mehr oder weniger ausgeprägter Beinverkürzung und Hüftinsuffizienz verbleibt.

Auf den mehrjährigen Erfahrungen mit der homologen Hüftgelenkstransplantation aufbauend entwickelte Wagner Anfang der 70-er Jahre einen alloplastischen Gelenkersatz, bei dem nur die Gelenkflächen ersetzt, die Gelenkkörper aber belassen werden. Die Gelenkfläche des Hüftkopfes wird hierbei durch eine Metallschale und die Gelenkfläche der Hüftpfanne durch eine Polyäthylenschale ersetzt. Zur besseren Verankerung mit dem Knochenzement ist die Pfannenschale an der Außenfläche mit zirkulären Rillen und die Hüftkopfschale an der Innenfläche mit radiären Leisten ausgestattet.
(siehe Abb. 31)

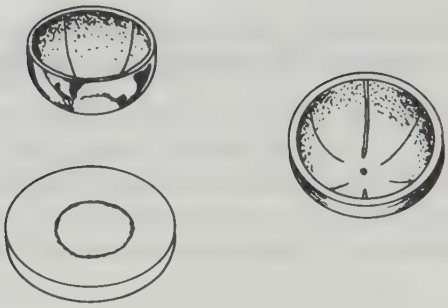


Abb. 31

Schalenprothese des Hüftgelenkes. Die Hüftkopfschale besteht aus Vitallium, sie hat eine Schichtdicke von 2 mm und eine zentrale Bohrung für das Austreten des überschüssigen Knochenzements. An der Innenfläche befinden sich radiäre Leisten für die feste Verankerung mit dem Zement. Die Pfannenschale besteht aus Polyäthen mit einer Schichtdicke von 4 mm. An der Außenfläche ist sie für die Verhaftung mit dem Knochenzement aufgerauht und mit einem Drahtring für die Orientierung im Röntgenbild ausgestattet.

Für den alloplastischen Gelenkflächenersatz liegen zwei Gelenkschalenpaare vor, mit einem Gelenkdurchmesser von 46 und 50 mm und einem Krümmungsradius von 23 bzw. 25 mm. Die Polyäthylenschale für die Hüftpfanne hat eine Schichtdicke von 4 mm, die Metallschale für den Hüftkopf eine Schichtdicke von 2 mm, respektive 3 mm.(166)

Zwischen 1972-1974 implantierte Wagner zunächst ein Modell, wobei der Pfannenanteil der Prothese aus Metall und der Femurteil aus Polyäthylen bestand.

Ab 1974 wurde ein weiterentwickeltes Modell verwendet, bei dem der Femurkopf eine fest aufsitzende Metallhalbkappe besitzt und die Pfanne aus Polyäthylen besteht.
(siehe Abb. 32) (74)

Abb. 32
Totalendoprothese nach Freeman/Swanson

Ergänzend hierzu soll noch die Keramik-Kopfschale aus Aluminiumoxid-Keramik erwähnt werden, die ebenfalls erst seit wenigen Jahren alternativ implantiert wird. (166)

Biomechanische Überlegungen:

Neben der Erhaltung des Hüftkopfes und Schenkelhalses kann ein weiterer Vorteil der Gelenkschalenimplantate darin erblickt werden, daß mit dem Schenkelhals auch die physiologischen Belastungsverhältnisse am proximalen Femurende erhalten bleiben. Die durch die exzentrische Belastung des proximalen Femurendes bei konventionellen Prothesen auftretenden Schubkräfte und mechanisch bedingte Lockerungsphänome spielen daher bei den Gelenkschalen keine Rolle. Die Gelenkflächenimplantate sind so plaziert, daß durch die trajektorielle Knochenstruktur auch unter physiologischen Bedingungen keine nennenswerte Belastungsverformung

auftritt.

Durch ihre geringe Wandstärke (4 mm) ist die Pfannenschale aus Polyäthylen elastisch und kann dadurch der Belastungsverformung des Beckenisthmus folgen.

Die Schalenprothesen werden durch den vorderen Zugang implantiert. Falls eine Umwandlung der Schalenprothese in eine herkömmliche TEP notwendig (wegen Lockerung oder Schenkelhalsfraktur) werden sollte, so gibt es Hüftkopfprothesen mit passenden Kopfdurchmessern, so daß die intakte Pfannenschale belassen werden kann. (165, 166)
Aus dem Widerspruch der darin besteht, daß bei der Implantation von TEPs gesundes Gewebe (Knochen etc.) geopfert werden muß, entwickelten Freeman und Swanson et al. in England zur gleichen Zeit wie Wagner einen ähnlichen totalen Hüftgelenkersatz unter minimaler Resektion der artikulierenden Gelenkflächen.(48, 49)

Auch dieses Modell dient dem Ziel, eine bessere endoprothesische Versorgung bei jüngeren Patienten durchführen zu können.

Biologisch-klinische Überlegungen:

Mit dem zunehmend jüngeren Lebensalter des Patienten müssen aber auch die Ansprüche an den sogenannten "Rückzugsweg" gesteigert werden. Besonders beim jungen Menschen, der von der Gefahr der TEP-Lockerung in erhöhtem Maße betroffen ist, sollte nach dem Versagen eines alloplastischen Gelenkersatzes noch die Möglichkeit bestehen, eine Arthrodese oder eine erneute Ersatzoperation durchführen zu können.

So stellt die Wagner-Cup-Arthroplastik einen weiteren Versuch dar, den Problemen der Lockerung bei herkömmlichen Prothesen, besonders bei längerer Laufzeit und bei jungen Patienten durch Erweitung der Rückzugsmöglichkeit zu begegnen.

Deshalb ist die Schalenprothese eine Alternative zur Totalprothese, denn sie hat ihre wichtigste Indikation dort, wo das junge Lebensalter den alloplastischen Totalersatz nicht bedenkenlos erlaubt. Man kann jedoch einem jüngeren Menschen mit einer verbleibenden Lebenserwartung von 30 oder mehr Jahren diesen Gelenkersatz mit der relativ kurzen Erfahrung nicht als lebenslange Lösung anbieten. Ohne längere Beobachtungszeiten muß die Schalenprothese zunächst als eine temporäre Versorgung angesehen werden. Für Wagner sind die beste Indikation für die Schalenprothese schwere Dysplasiearthrosen und ausgedehnte idiopathische Hüftkopfnekrosen bei jungen Patienten. (166)

E. Ergebnisse und Komplikationen der Metall-Kunststoff TEPs.

Im folgenden soll zunächst auf allgemeine Komplikationen und Schwierigkeiten bei Totalendoprothesenimplantationen eingegangen werden, die unabhängig vom Prothesentyp ganz allgemein auftreten können. Auf die typenspezifischen Schwierigkeiten wird im Zusammenhang mit den einzelnen TEPs hingewiesen und soweit durch das Literaturstudium möglich, statistisch erfaßt.

Allgemeinkomplikationen - wie z. B. Herz-Kreislaufzwischenfälle, Lungenembolien, Becken- und Beinvenentrhrombosen, Entzündungen mit Sepsis (Pneumonien etc.) Hepathopathien, Urämien und Allergien - um nur die wesentlichsten Schwierigkeiten aufzuzählen - können bei allen chirurgischen Eingriffen auftreten, so selbstverständlich auch bei TEP-Implantationen.

a) Der postoperative Infekt ist nach Implantation einer Hüftprothese noch immer die schwerste Komplikation. (171) Nach einer Implantation unterscheidet man eine Früh- von einer Spätinfektion. Von einer Frühinfektion spricht man bei einer Manifestierung vor dem 6. postoperativen Monat. (21)

Die akute Frühinfektion geht meistens von einem Hämatom aus (Rötung, Schwellung, Leukozytose, erhöhte BSG, Fieber).

Müller empfiehlt die sofortige Eröffnung der Operationswunde und nach Ausräumen des Hämatoms ein möglichst radikales Débridement. (70) Die Frühinfektion wird immer durch pathogene Keime - meist durch Aureus-Staphylokokken - hervorgerufen. (21, 171)

Durch sorgfältige Asepsis und andere Maßnahmen wie z. B. schonendes Operieren, durch Bau eines "greenhouse" (Keimzahl unter 1 Keim/m^2 - normaler O.P. Saal 200 Keime/m^2 Luft) und Antibiotika-Prophylaxe kann die Infektionsrate erheblich gesenkt werden. (66, 171)

In einer retrospectiven skandinavischen Studie wurde von Carlsson die Infektionsrate bei TEP-Implantationen mit und ohne Cloxacillin untersucht. Mit Prophylaxe lag die Infektionsrate 7 mal kleiner als ohne (2 % Infektionen mit Antibiotikagabe gegenüber 15,4 % ohne!). (23)

Im Gegensatz zu den Frühinfektionen können bei Späteinfektionen nach sechs Monaten in einzelnen Fällen auch nach mehreren Jahren seltenere gramnegative Keime(Koli, Proteus, Pyozynaeus) oder auch nur bedingt pathogene Keime gefunden werden. (21, 74)

Senkungs- und Temperaturanstieg, Prothesenlockerung und Fistelbildung nach Monaten sollten immer den Verdacht einer tiefen Spätinfektion aufkommen lassen. (21)

Wie kommt es nun zur Infektion?

Beim Ausfräsen des Pfannenbodens und des Femurschaftes werden zwangsläufig Nekrosezonen des Knochens erzeugt, die zu einem nekrotischen Randsaum führen. Er ist als besonders guter Nährboden für pathogene Keime anzusehen, die entweder von außen in die Wunde eingebracht oder über den Blut- bzw. Lymphweg hierher transportiert werden können. (21, 143)

Denkbar ist auch, daß die Anwendung von Antibiotika nach der Operation die Virulenz der Bakterien hemmen, so daß die Infektion zunächst verschleiert wird und dann erst später als Spätinfektion zutage tritt. (143)

Weber hatte Koxarthrose-Patienten noch zusätzlich aktiv mit polyvanten Staphylokokkenvaccine immunisiert. Er konnte einen Rückgang der Infektionsrate von 10 % auf 0,6 % von 1967 - 1970 durch die Impfung feststellen. (169)

Hessert stellt zur Frage des erhöhten Infektionsrisikos bei steigender Anzahl an Voroperationen fest, daß mit wachsender Zahl von Voroperationen das Infektionsrisiko nicht linear, sondern potenziert ansteigt. (67) Boitzy und Zimmermann bestätigen ebenfalls ein erhöhtes Infektionsrisiko. (10)

b) Die sterile Lockerung von Prothesenteilen stellt eine relativ häufige Komplikation dar. Als mögliche Ursache für die Lockerung der TEP des Hüftgelenkes kommen in Frage:

I. Biomechanische Faktoren
   1) Erhöhte Reibung durch Materialabrieb und Prothesenform
   2) Übertragung der axialen Kräfte auf das Femur im Varussinn
   3) Ungenügender Aufsitz des Prothesenkragens, besonders auf der medialen Kortikalis
   4) Unvollständige Einbettung des Prothesenschaftes, insbesondere der Prothesenspitze im Knochenzement
   5) Mechanische Schädigung des Periostes bzw. des Implantatlagers durch forcierte Curettage
   6) Interposition von Blutkoagel, Luftblasen oder Gewebstrümmern im Knochenzement

II. Hitzeschädigung des Implantatlagers beim Polymerisationsvorgang des Knochenzementes

III. Zelltoxische Wirkung des Monomers

IV. Vorschädigung des Implantatlagers durch bestehende oder abgelaufene Krankheitsvorgänge (Osteomedionekrose, tabische Arthropathie). (98)

V. Elektrogalvanische Entzündung (13)

Durch Materialabrieb der künstlichen Gelenkflächen kann es zur Bildung periartikulärer "aggressiver Granulome" kommen, die früher oder später zu Osteolysen und damit zur Prothesenauslockerung führen. (133, 143) Natürlich spielen auch die Form der Prothese (die Müller-Prothesen mit überlangem Hals haben eine erhöhte Lockerungsrate), das Gewicht des Prothesenträgers und das Ausmaß der Aktivität des Patienten eine wichtige Rolle bei der aseptischen Lockerung. (161) Die Instabilität des Implantats scheint eine der Hauptursachen von Lockerungsprozessen zu sein. (74) Die meisten Prothesenlockerungen stellen sich schon nach 8 Monaten ein.

Die Rate der aseptischen Lockerungen nimmt proportional zur Verweildauer der Kunstgelenke zu und beträgt z. Zt. (1976) bei Hackenbroch und Mitarbeitern 17,8 %. (58)

Nach Weber und Hackenbroch sind Pfannenlockerungen 4-7 mal so häufig wie Lockerungen des Schaftes. (86, 170)

c) Bei Operationsende, in noch relaxiertem Zustand des Patienten, sind Hüftgelenke, denen keine genügende muskuläre Spannung gegeben werden konnte, für eine Luxation besonders anfällig. Beim Zugang nach Watson-Jones fällt das betroffene Bein sehr locker in Außenrotationsstellung und ist dadurch luxationsgefährdeter. (68)

Ursache auch später noch vorkommender Luxationen sind falsche Position von Pfanne (z. B. zu steile Pfanne) oder Schaftprothese (z. B. zu weit resezierter Prothesen-

aufsitz mit weitgehender Abtragung des Trochanter major). (68, 94)

Starke Kontrakturen stellen eine erhöhte postoperative Luxationsgefahr dar. Leichte Kontrakturen können durch Anlegen eines rotationskorrigierenden Oberschenkelgips mit Querholz für die Dauer von 5-10 Tagen ausgeglichen werden. (178)

Die Verwendung eines Zielgerätes zur Ausrichtung der Pfanne sowie die sorgfältige Bestimmung der zu wählenden Schaftprothese helfen die optischen Komplikationen vermeiden. (11)

d) Vaskuläre Verletzungen (der A. oder V. femoralis, der A. iliaca externa oder der A. circumflexa fem.) sind seltene peroperative Komplikationen, die häufig auf ungenügende Operationstechnik (z. B. Läsion von Gefäßen durch die Spitze eines Hohmann-Hebel bei ungenügender Präparation der Kapsel) zurückzuführen sind. Wegen der vermehrten Manipulation beim anterioren bzw. anterolateralen Zugang sind solche Zwischenfälle hier häufiger als bei anderen Zugängen. (11, 74, 82)
Dolanc stellte bei 2407 TEP-Implantationen nur 0,2 % peroperative Komplikationen vaskulärer Art fest. (39)

e) Bei falscher Operationstechnik kann es leicht zu Nervenverletzungen kommen. Läsionen des N. ischiadicus entstehen bei abnormen anatomischen Verhältnissen direkt bei der Operation oder durch eine Via falsa infolge Perforation des Prothesenschaftes. Auch bei maximaler Adduktion und Außenrotation bei gleichzeitigem Zug nach unten kann es zu einer Ischiadicusüberdehnung kommen. (74) Eine Läsion des N.femoralis kommt praktisch nur beim anterolateralen Zugang vor. (11, 74)

Seltenere Komplikationen sind Läsionen des N.glutaeus superior und des N.fibularis communis.

f) Perforationen der Pfanne oder des Schaftes sowie Frakturen treten häufiger bei starker Osteoporose auf. (178)

Auch eine unvorsichtige Operationstechnik führt zu solchen Komplikationen; so kann der Pfannenboden bei der Präparation durchstoßen werden oder beim Einschlagen der Schaftprothese kommt es zur Perforation der Kortikalis des Femur. (10)

g) Unter den Spätkomplikationen sind auch die paraartikulären Verkalkungen zu nennen, bei denen es sich nur selten um dramatische Komplikationen handelt, die aber auch gelegentlich zu heftigen Beschwerden führen können. (11, 143) Die Häufigkeit der Verkalkungen wird von Schulitz auf 30 %, von G. Mayer auf 41,5 % beziffert. (103, 143) Nach Untersuchungen von Schulitz traten Verkalkungen hauptsächlich im Bereich der abduktorischen Muskulatur auf. (s. Abb. 33)

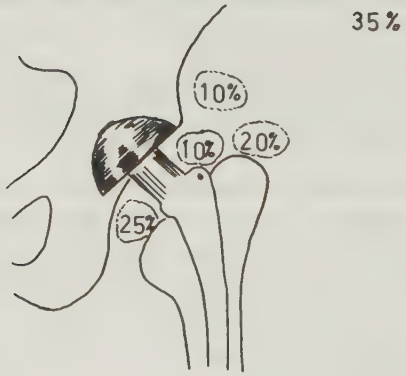


Abb. 33

Aus Schulitz K.P. et al
Komplikationen der Totalendoprothese
in Arch. orthop. Unfall-Chir. 85 S. 47 (1976)

Ursachen, die eine Ossifikation auslösen können:

1. Knochensplitter
2. Reaktion auf toxische Monomere oder Fremdkörperreaktion auf Abriebpartikel
3. Myositis ossificans circumscripta traumatica (103, 136, 150)

h) Als häufige intraoperative Komplikation wäre der rasche Blutdruckabfall, besonders beim Einbringen von Knochenzement in den Femurschaft zu nennen. (siehe Abb. 34)
Charnley, Owen, Neville und Schulitz und Dustmann berichten hiervon. Schulitz und Mitarbeiter geben sogar Todesfälle an. (143) Hierbei kam es durch das Einbringen des Knochenzementes in den Femurschaft zu raschem Blutdruckabfall und typischen Zeichen einer pulmonal bedingten Rechtsherzüberlastung, die durch Fettembolie verursacht wurde! (wie die spätere Obduktion ergab.)

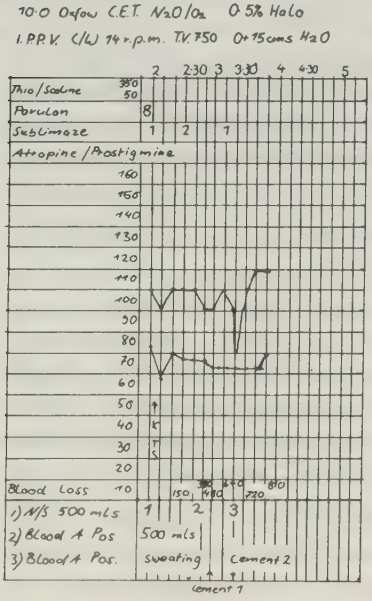


Abb. 34

Anästhesieprotokoll einer TEP-Implantation: sichtbarer Blutdruckabfall (Beginn Cement 2!) während des Einbringens von Knochenzement in den Femurschaft.

Aus Neville, R.M.K. T. Complications of total hip replacement in Clin. orthop. No. 95 S. 75 (1973)

Enneker und Mitarbeiter erwähnen, daß bei 897 TEP-Operationen 7 Patienten am Ende der Operation nach Einzementierung des Kopfprothesenteils in den Oberschenkelschaft starben. Nachdem vorher bei Implantation der Pfanne bereits ein leichter reversibler Blutdruckabfall eintrat, kam es dann bei allen 7 Fällen trotz Druckentlastung der Markhöhle, ausreichender Volumensubstitution und rechtzeitiger Atropingaben zu massivem Blutdruckabfall, bradykarden Rhythmusstörungen und anschließendem irreversiblen asystologischen Herzstillstand. Bei 3 sezierten Fällen konnte keine Fettembolie der Lunge nachgewiesen werden! In den Fällen kann somit ausschließlich ein toxischer Effekt der monomeren Methylmetacrylats ohne Mitwirkung einer Fettembolie bei vorbeschädigtem Herzen zum Tode geführt haben. (45)

Zerplatzen der Kunststoffpfanne:

Anfang der 60-er Jahre war das Zerplatzen der Kunststoffpfanne bei der Charnley-Prothese eine der Hauptkomplikationen. Als Pfannenmaterial diente damals Teflon, ein Polytetrafluoräthylen oder seine spätere Modifikation Fluorsint. Teflon ist ein chemisch völlig stabiler Kunststoff, der gegen alle im Körper vorkommenden Verbindungen beständig ist. Er wird seit Jahren für Gefäßprothesen verwendet und gilt deshalb als biologisch indifferent. Der Hauptvorteil des Teflons für die TEP war der minimale Reibungskoeffizient und seine Unabhängigkeit von jeglicher Schmierung.

Teflon ist ein plastisches Material, wobei eine Belastung von 42 kg/cm^2 zu 1 %-iger Deformation führt (Ruckelshausen). Wechselgerichtete Belastungen oberhalb dieser von der Technik stets beachteten Grenzen führen zu einem"Auswalken" des Teflonlagers. Deshalb sollte diese Deformationsgrenze nur zu 75 % ausgenutzt werden.

Der Flächendruck bei 22 mm Kopfdurchmesser (Charnley-Prothese) beträgt mehr als das Doppelte des technisch zulässigen Höchstwertes, nämlich 95 kg/cm^2. So war schon rein

theoretisch mit einem "Auswalken" der Pfanne zu rechnen, was sich dann in der Praxis auch bestätigen sollte. (122)

M. E. Müller stellte 1962 fest, daß bei 2 % der TEP bereits nach einem Jahr Vertiefungen oder breite Ausmahlungen aufgrund des beträchtlichen Abriebs eingetreten waren. (177)

U. Scherrer berichtet 1976 von 35 Charnley-Prothesen mit Teflon- oder Fluorosinthpfannen, die zwischen 1962 und 1965 implantiert worden waren, dabei traten im Laufe der Zeit 14 Pfannenfrakturen auf (s. Tabelle).

Zeitdauer bis zum Auftreten einer Pfannenfraktur

Alter	Anzahl der Fälle
bis 1 Jahr	0
1 - 2 Jahre	5
2 - 3 Jahre	3
3 - 4 Jahre	3
4 - 5 Jahre	3

insgesamt 14 Pfannenfrakturen

Bei der Entstehung einer Teflonpfannenfraktur spielten das Körpergewicht, der Aktivitätsgrad, Traumen und vorangegangene Hüftoperationen eine wichtige Rolle. Eine Prädisposition für einzelne Patientenaltersgruppen ließ sich nicht ermitteln.

In 3 Fällen fand sich kein oder nur wenig Abschliff der Teflonpfanne, jedoch fand sich hier ein gesichertes Trauma, das sich 2 - 6 Monate vor der Fraktur ereignet hatte. In 7 weiteren Fällen wies das stark erodierte Azetabulum zum Teil größere Defekte bei sehr dünnem Pfannenboden mit einem grünschwarz verfärbtem, breiigen Inhalt auf. Im Kapselregenerat und Azetabulum fand sich Granulationsgewebe, das aus vielkernigen Riesenzellen und einer Wucherung retikulohistiozytärer Zellelemente bestand. (139)

Komplikation mit erhöhtem Abrieb:

Durch Metallabrieb der Metall-Kunststoff-Flächen kann es zu Gewebereaktionen kommen, die zur Entstehung eines "aggressiven Granuloms" führen. Es handelt sich dabei um eine Gewebereaktion auf Abriebteilchen besonders des aus Polyester bestehenden Hüftkopfes, die früher oder später zu Osteolysen führt und infolgedessen zur Prothesenauslockerung. (143)

Hackenbrock jun. konnte von 69 nachuntersuchten TEP vom Typ Weber/Huggler I in einem Nachuntersuchungszeitraum von 3 - 6 Jahren 23 Lockerungen (30 %) aufgrund des oben erwähnten Sachverhalts feststellen. (168) B. G. Weber fand bei 811 TEP (Weber/Huggler I), die er in den Jahren 1967 - 1971 implantierte, 46 Pfannenauslockerungen nach 3 - 6 Jahren wegen des feindispersen Abriebes vom Polyesterkopf. (172)

Zur Beurteilung und zum Vergleich der verschiedenen Hüftalloarthroplastiken müssen gleiche, allgemein anwendbare Untersuchungsmethoden gefunden werden. So wurden verschiedene Bewertungssysteme ausgearbeitet, bei denen eine Untersuchung prä- und postoperativ nach bestimmten Kriterien erfolgt.

Gade (1947), Merle D'Aubigne (1952), Judet (1952), Charnley (1953), Shepherd (1954) und Harris (1969).

Diese Schemata arbeiten meist mit einer 6-gradigen Skala, in die die Kriterien Schmerz, Beweglichkeit und Gang eingeordnet werden. (61, 91, 104, 155)

Da die verschiedenen Autoren in der durchgesehenen Literatur ihre Operationsergebnisse nach verschiedenen Bewertungssystemen angeben, ist es notwendig, ein einheitliches übergeordnetes Schema zu finden, um zu einem zusammenfassenden Vergleich kommen zu können.

Folgendes Bewertungssystem bietet sich an, in die die Ergebnisse der anderen Schemata eingeordnet werden können:

1 Sehr gut:	Völlige Schmerzfreiheit auch bei Belastung, Gehen ohne Hilfsmittel; Beweglichkeit fast nicht eingeschränkt. (Flexion 90°, Abduktion 40°)
2 Gut:	Schmerzfreiheit; bei längerem Gehen Gehhilfe nötig. Beweglichkeit gut, aber doch leicht eingeschränkt. (Flexion 80° - 90°, Abduktion 25°)
3 Befriedigend:	Belastungsabhängige Schmerzen; zum Gehen Gehhilfe benötigt; Beweglichkeit eingeschränkt. (Postop. Zustand besser als präop.! Flexion 40° - 60°)
4 Schlecht:	Operation muß als Mißerfolg angesehen werden: Es bestehen starke Schmerzen, die Beweglichkeit ist stark eingeschränkt (als Komplikation tiefe Infektion, Lockerung des Implantats, Fraktur vom Knochen oder Prothese).

E Ergebnisse

Die Ergebnisse der Metall-Kunststoff-TEPs, die in der durchgesehenen Literatur zu finden waren (deutsch, französisch, englisch, mexikanisch, amerikanisch, kanadisch, polnisch, skandinavisch, russisch usw.) sind unter verschiedensten Gesichtspunkten verfaßt und gehen auch meist von unterschiedlichen Voraussetzungen aus. Das Alter der Patienten beispielsweise ist weit gefächert, auch die Indikationen und Krankheiten, bei welchen TEPs implantiert worden sind, unterscheiden sich häufig sehr.

Nicht immer wurden die Ergebnisse in der Literatur in dieser Hinsicht aufgeschlüsselt, daher muß sich die Ergebniseinteilung auf den Beobachtungszeitraum zwischen Operation und Nachuntersuchung beschränken, was Hauptbestandteil dieser Arbeit sein soll.

Die umfangreichste Literatur war über den Prothesentyp nach

Charnley zu finden. Durch ständige Verbesserung, besonders angeregt durch spezifisch aufgetretene Komplikationen erzielte dieser Prothesentyp mehr und mehr gute Erfolge.

Die Literaturquellen und ihre Ergebnisse werden aufgeteilt in:

1) Beobachtungszeitraum länger oder gleich 4 Jahre (5753 beschriebene Fälle)

2) Beobachtungszeitraum kürzer als 4 Jahre (14063 beschriebene Fälle)

Unter Berücksichtigung zuvor definierter Kriterien ergab sich eine Reduktion der Fälle auf 3970 TEP mit einer Laufzeit über 4 Jahre, die einer Kontrolle bzw. Verlaufsbeobachtung zur Verfügung standen. (3, 4, 5, 7, 9, 10, 22, 30, 31, 33, 35, 36, 42, 43, 46, 52, 60, 65, 74, 78, 82, 87, 92, 93, 94, 102, 106, 113, 115, 117, 119, 135, 136, 147, 152, 153, 154, 159, 167, 174)

a) Charnley TEP

1. Laufzeit über 4 Jahre

Bewertung	Anzahl	in %
Sehr gut	832	21
Gut	1277	32
Befriedigend	788	20
Schlecht	1083	27
Insgesamt	3970	100 %

Komplikationen bei 5753 [x] Charnley TEP

Anzahl der TEP	in Zahlen	in %	Komplikation
238	8	3,3	Dislokation
1807	1238	68,5	Revision (wegen Lockerung, Infekt, Fraktur ugl.)
1674	353	21,0	Lockerung (asept.)
1910	254	13,3	Infektion (nur tiefe Infekt.)
443	40	9,0	Periartikuläre Verkalkung
87	14		16,0 Trochanter-probleme

Es trat keine Luxation auf.

[x]Es kann eine Diskrepanz in der Anzahl zwischen Bewertung und Komplikationen bestehen, da in der Literatur häufig nur das eine oder das andere angeführt wurde.

Rein zahlenmäßig ergaben sich 8426 TEP mit Laufzeit unter 4 Jahren, die einer Kontrolle bezw. Verlaufsbeobachtung zur Verfügung standen.

2. Verlaufsbeobachtung kürzer als 4 Jahre

Bewertung	Charnley TEP	in %
Sehr gut	2974	35
Gut	2764	33
Befriedigend	2092	25
Schlecht	596	7
Insgesamt	8426	100 %

Komplikation bei Charnley TEP

Anzahl der TEP	in Zahlen	in %	Komplikation
9993	156	1,6	Dislokation
6999	123	1,8	Revision
6664	65	1,0	Lockerung (aseptisch)
10601	238	2,2	Infektion
4364	86	2,0	Luxation
2421	191	7,9	Periartikuläre Verkalkung
6885	128	1,9	Trochanter-probleme

Neben der Charnley-Prothese ist die Müller- bzw. Müller-Charnley-Prothese eine weitere Standardprothese in der Hüftgelenksalloplastik.

Die Literaturquellen und ihre Ergebnisse teile ich auf in:

a) Beobachtungszeitraum länger als 4 Jahre (2535 beschriebene Fälle) (44, 45, 74, 93, 123, 158)

b) Beobachtungszeitraum kürzer als 4 Jahre (2894 beschriebene Fälle) (9, 11, 12, 38, 47, 63, 81, 99, 106, 111, 124, 156, 160, 161)

Rein zahlenmäßig ergaben sich somit 1258 TEPs, die mit Laufzeit über 4 Jahre einer Kontrolle bzw. Verlaufsbeobachtung zur Verfügung standen.

b) Müller - TEP

1. Verlaufsbeobachtung länger als 4 Jahre

Bewertung	Müller TEP bzw. Müller-Charnley TEP	in %
Sehr gut	645	51
Gut	389	31
Befriedigend	169	13
Schlecht	55	5
Insgesamt	1258	100 %

Komplikationen bei der Müller- bzw. Müller-Charnley TEP

Anzahl der TEPs	in Zahlen	in %	Komplikation
427	1	0,2	Dislokation
2007	59	2,9	Revision
2535	53	2,1	asept.Lockerung
2304	34	1,5	Infektion
334	8	2,4	Luxation
631	69	11,0	Periartikuläre Verkalkung
334	4	1,2	Trochanterprobleme

Rein zahlenmäßig ergaben sich 1531 TEPs mit Laufzeit unter 4 Jahren, die einer Kontrolle bzw. Verlaufsbeobachtung zur Verfügung standen.

2. Verlaufsbeobachtung kürzer als 4 Jahre

Bewertung	Müller TEP Müller-Charnley TEP	in %
Sehr gut	483	31
Gut	485	32
Befriedigend	409	27
Schlecht	154	10
Insgesamt	1531	100 %

Komplikationen bei der Müller- bzw. Müller-Charnley TEP

Anzahl der TEPs	in Zahlen	in %	Komplikation
765	14	1,8	Dislokation
419	36	8,6	Revision
1546	33	2,1	Lockerung
2665	42	1,6	Infektion
920	7	0,8	Luxation
1468	34	2,3	Periartikuläre Verkalkung
844	9	1,1	Trochanterprobleme

Die Buchholz-Prothese "St. Georg" wurde nach Literaturangaben 6318 mal implantiert. (19, 20, 93, 151)
Der Beobachtungszeitraum beträgt hierbei länger als 4 Jahre.

c) St. Georg - TEP

1. Verlaufsbeobachtung länger als 4 Jahre

Bewertung	"St.Georg"-TEP	in %
Sehr gut	1957	31
Gut	2194	35
Befriedigend	1800	28
Schlecht	367	6
Insgesamt	6318	100 %

Komplikationen bei der "St. Georg" TEP

Anzahl der TEPs	in Zahlen	in %	Komplikation
3205	37	1,2	Dislokation
6159	77	1,3	Revision
6159	56	0,9	Lockerung
3297	78	2,4	Infektion
3205	245	7,6	Periartikuläre Verkalkung

Die TEP "System Brunswik"
fand in der Literatur noch wenig Verbreitung.
Ich teile die Ergebnisse ein in

a) Beobachtungszeitraum von 1 - 2 Jahren
(189 beschriebene Fälle) (164)

b) Beobachtungszeitraum von 2-5 Jahren
(2231 beschriebene Fälle) (96, 97)

d) TEP "System Brunswik"

1. Verlaufsbeobachtung in 1 - 2 Jahren

Bewertung	Brunswik TEP	in %
Sehr gut	70	37
Gut	62	33
Befriedigend	50	26
Schlecht	7	4
Insgesamt	189	100 %

Komplikationen bei der Brunswik TEP
(in 1-2 Jahren)

Anzahl der TEPs	in Zahlen	in %	Komplikation
189	3	1,6	Lockerung
189	4	2,1	Infektion
189	6	3,2	Periartikuläre Verkalkung

2. Verlaufsbeobachtung von 2 - 5 Jahren

Bewertung	Brunswik TEP	in %
Sehr gut	790	35
Gut	1336	60
Befriedigend	51	2
Schlecht	55	3
Insgesamt	2231	100 %

Komplikationen bei der Brunswik TEP (in 2-5 Jahren)

Anzahl der TEPs	in Zahlen	in %	Komplikation
1350	5	0,4	Dislokation
852	5	0,6	Revision
852	14	1,6	Lockerung
852	3	0,4	Periartikuläre Verkalkung
852	9	1,1	Infektion

Die "L.L. Prothese"
fand vorwiegend in französisch sprechenden Ländern Verbreitung. In der Literatur wurden 540 Implantationen von einem Beobachtungszeitraum 1 - 6 Jahre beschrieben. (88)

e) L.L. Prothese
Verlaufsbeobachtung von 1 - 6 Jahren

Bewertung	"L.L. TEP"	in %
Sehr gut	232	43
Gut	237	44
Befriedigend	45	8
Schlecht	26	5
Insgesamt	540	100 %

Nach Literaturangaben gab es 18 (3,3 % Revisionen).

Auch die Trapezoidal-Prothese
fand bislang keine allzu große Verbreitung. Es wurden nur 175 Implantationen beschrieben. (2)
Der Beobachtungszeitraum betrug 2 1/2 Jahre.

f) Trapezoidal TEP
Verlaufsbeobachtung in 2 1/2 Jahren

Bewertung	Trapezoidal-28 TEP	in %
Gut	173	98,9
Schlecht	2	1,1
Insgesamt	175	100 %

Komplikation: Dislokationen 2 (1,1 %)

127 Implantationen der Harris TEP über einen Verlaufszeitraum von 6 Monaten - 2 Jahren wurden in der Literatur beschrieben. (64)

g) Harris TEP
Verlaufsbeobachtung 6 Monate - 2 Jahre

Bewertung	Harris TEP	in %
Sehr gut	98	77
Gut	21	17
Befriedigend	2	1
Schlecht	6	5
Insgesamt	127	100 %

Komplikationen bei der Harris TEP

Anzahl der TEPs	in Zahlen	in %	Komplikation
127	3	2,4	Dislokation
127	5	3,9	Revision
127	2	1,6	Trochanterprobleme

Sonstige Komplikationen wurden nicht beschrieben!

Die vielfache Anwendung - häufig bei jüngeren Patienten - fand die
Weber-Huggler I (TEP mit Polyester Kopf).

Die Literaturquellen und ihre Ergebnisse teile ich auf in:

1) Beobachtungszeitraum länger als 3 Jahre
(623 beschriebene Fälle) (34, 71, 76, 161, 173)

2) Beobachtungszeitraum kürzer als 3 Jahre
(827 beschriebene Fälle) (93, 172)

Rein zahlenmäßig ergaben sich somit zu 1) 485 TEP, die einer Kontrolle bzw. Verlaufsbeobachtung zur Verfügung standen.

h) Weber-Huggler I

1. Verlaufsbeobachtung länger als 3 Jahre

Bewertung	Weber-Huggler I TEP	in %
Sehr gut	286	58,9
Gut	118	24,3
Befriedigend	53	10,9
Schlecht	28	5,9
Insgesamt	485	100 %

Komplikationen bei der Weber-Huggler I TEP
(623 ausgewertete K.)

Anzahl der TEP	in Zahlen	in %	Komplikation
623	55	8,6	Lockerung aseptisch
486	19	3,9	Infektion
58	2	3,3	Schaftbruch
427	3	0,6	Periartikuläre Verkalkung
58	6	10,3	Revision

Rein zahlenmäßig ergaben sich somit zu 2) 827 TEPs, mit Laufzeit unter 3 Jahren, die einer Kontrolle bzw. Verlaufsbeobachtung zur Verfügung standen.

2. Verlaufsbeobachtung kürzer als 3 Jahre

Bewertung	Weber-Huggler I TEP	in %
Sehr gut	257	30,9
Gut	312	37,9
Befriedigend	212	25,7
Schlecht	46	5,5
Insgesamt	827	100 %

Komplikationen bei der Weber-Huggler I TEP
(827 ausgewertete K.)

Anzahl der TEPs	in Zahlen	in %	Komplikation
827	22	2,6	Infektion
827	48	5,8	Revision
811	41	4,9	Pfannenlockerung
16	1	6,2	Dislokation
16	1	6,6	Hüftkopfbruch

Periartikuläre Verkalkungen, die die Funktion der Hüfte beeinflußten, wurden nicht beschrieben.

Die Literaturquellen der

Weber-Huggler II - TEP

teile ich ein in:

1) Beobachtungszeitraum länger als 3 Jahre
   (886 beschriebene Fälle) (58, 165, 169)

2) Beobachtungszeitraum kürzer als 3 Jahre
   (2202 beschriebene Fälle) (6, 25, 67, 170, 171)

Rein zahlenmäßig ergaben sich somit zu a) 617 TEPs, die einer Kontrolle bzw. Verlaufsbeobachtung zur Verfügung standen.

1. Weber-Huggler-II- TEP
   Verlaufsbeobachtung länger als 3 Jahre

Bewertung	Weber-Huggler II TEP	in %
Sehr gut	321	52
Gut	170	27
Befriedigend	73	12
Schlecht	53	9
Insgesamt	617	100 %

Komplikationen bei der Weber-Huggler II TEP
(886 ausgewertete K.)

Anzahl der TEPs	in Zahlen	in %	Komplikation
765	4	0,1	Dislokation
428	7	1,6	Revision
513	12	2,3	Lockerung
496	19	3,8	Infektion
428	128	30,0	Periartikuläre Verk.

Rein zahlenmäßig ergaben sich somit zu b) 160 TEPs, die einer Kontrolle bzw. Verlaufsbeobachtung zur Verfügung standen.

2. Verlaufsbeobachtung kürzer als 3 Jahre

Bewertung	Weber-Huggler II TEP	in %
Sehr gut	40	25
Gut	89	55
Befriedigend	18	12
Schlecht	13	8
Insgesamt	160	100 %

Komplikationen bei der Weber-Huggler II TEP
(1104 ausgewertete K.)

Anzahl der TEPs	in Zahlen	in %	Komplikation
62	1	1,6	Revision
1042	51	4,9	Lockerung
1104	31	2,8	Infektion

Die Erfahrungen mit der
isoelastischen Totalprothese (zementlos)
sind noch sehr gering, da es sich um eine neuere TEP-Entwicklung handelt, die zum erstenmal 1973 implantiert worden war und deshalb noch keine Verbreitung gefunden hat.

68 isoelastische Totalprothesen standen nach Literaturangabe einer Bewertung zur Verfügung. (108)

i) Zementlose isoelastische TEP
Verlaufsbeobachtung nach 6 - 18 Monaten

Bewertung	isoelast. TEP	in %
Sehr gut	20	30
Gut	30	44
Befriedigend	11	16
Schlecht	7	10
Insgesamt	68	100 %

Vom September 1971 - Dezember 1975 wurden in einer Studie von Judet 1437 zementlose Poro-Metall-TEP implantiert (Alter der Pat. 21 - 92 Jahre).
Hiervon standen 422 TEP einer Verlaufsstudie von 2 - 6 Jahren zur Verfügung. (80)

j) Zementlose Poro-Metall-TEP nach Judet
Verlaufsbeobachtung 2 - 6 Jahre

Bewertung	Judet-TEP	in %
Sehr gut) Gut)	388	92
Befriedigend) Schlecht)	34	8
Insgesamt	422	100 %

Komplikationen bei der zementlosen Judet Prothese

Anzahl der TEPs	in Zahlen	in %	Komplikation
422	20	4,7	Revision
422	6	1,4	Lockerung (Pfanne oder Schaft)
422	5	1,1	Fraktur
422	18	4,3	Infektion
422	7	1,7	Periartikuläre Verkalkung

Von Verlaufsbeobachtungen der
Schalenprothesen Wagner/Freeman
fand ich in der Literatur nur folgende Angaben:
Gesamtzahl der TEPs: 16
Beobachtungszeitraum: 1 - 2 Jahre (48)

k) Schalenprothese Wagner/Freeman

1. Verlaufsbeobachtung in 1 - 2 Jahren

Bewertung	Schalenprothesen	in %
Sehr gut	--	--
Gut	12	75
Befriedigend	--	--
Schlecht	4	25
Insgesamt	16	100 %

Komplikationen bei den Schalenprothesen
(16 ausgewertet)

Anzahl der TEPs	in Zahlen	in %	Komplikation
16	2	12,5	Revision
16	1	6,3	Lockerung
16	1	6,3	Luxation

Wagner veröffentlichte 1979 folgende Statistik:

2. Beobachtungszeitraum unter 1 - über 4 Jahre (166)

Verlaufsbeobachtung	
über 4 Jahre	25 Hüften
über 3 Jahre	46 Hüften
über 2 Jahre	141 Hüften
über 1 Jahr	288 Hüften
unter 1 Jahr	159 Hüften
insgesamt	659 Hüften

Komplikationen bei Schalenprothesen nach Wagner

Anzahl der TEPs	in Zahlen	in %	Komplikation
659	26	4	periartikuläre Verkalkung
659	18	2,7	Revision
659	12	1,8	Lockerung
659	2	0,3	Infektion
659	2	0,3	Frakturen

Daraus geht hervor, daß 641 Hüften ein sehr gutes, gutes, oder befriedigendes Ergebnis erzielen konnten.

Bei der Mehrzahl der Patienten ist innerhalb der ersten 2 Jahre nach der Operation eine langsame spontane Besserung der Beweglichkeit zu beobachten. (166)

F DISKUSSION

Knochenzement

Zwecks stabiler Verankerung führte Charnley bekanntlich das Kunstharz Polymethylmetacrylat in die TEP-Technik ein. Wie verhält sich dieser Stoff nun beim Einbringen in den Knochen?

Der Knochenzement liegt in zwei Komponenten vor, die zum Gebrauch miteinander vermischt werden. Die eine Komponente ist pulverförmig und besteht aus vorpolymerisiertem Methylmethacrylat. Diesem Pulver wird ein Aktivator zugesetzt. Die zweite Komponente ist das flüssige Monomer mit einem Zusatz des Inhibitor und des Initiator versehen. (16) Beim Vermischen härten die beiden Komponenten im Laufe von etwa 10 Minuten aus. (37) Die Polymerisation ist mit einer Wärmeentwicklung verbunden (bis 80°), dabei entsteht eine unvermeidbare Schrumpfung, d. h. es tritt eine Volumenschwindung auf. (16, 37, 57) Über die Größe der Volumenminderung liegen in der Literatur unterschiedliche Angaben vor. Buchholz (1970) spricht von einer Volumenschwindung von 10 - 15 %. (16) Charnley stellte in Versuchen hingegen eine 3 - 5 %-ige Volumenschwindung fest. (37)

Hohe Reaktionstemperatur führt durch Verdampfen von Monomerflüssigkeit in Mikrobereichen zu Blasenbildung. Die Erhöhung der Porosität hat jedoch eine Verminderung der mechanischen Festigkeit zu Folge und hohe Zementtemperaturen sind biologisch unerwünscht (Schädigung des lebenden Gewebes). (37)

Eine mögliche Folgereaktion beim Einbringen des Knochenzementes in den Femur durch Druckanstieg im Oberschenkel-Markraum zeigt Schlag auf (siehe Abbildung 35). (140)

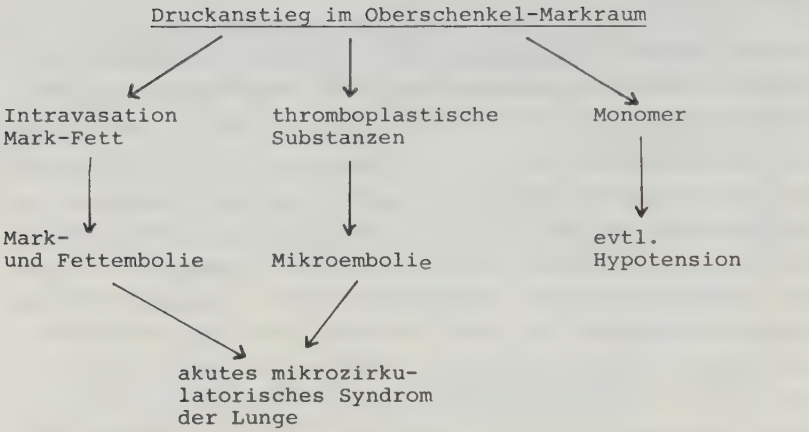


Abb. 35

Mögliche Folgereaktion durch Druckanstieg im Oberschenkel-Markraum

Aus G. Schlag: Experimentelle Untersuchungen mit Knochenzementen
Basisinformation der Fa. Kulzer u. Co. Bereich Medizin Bad Homburg

Durch den Druckanstieg im Oberschenkel-Markraum kommt es zur Mark- und Fettintravasation in das mechanisch eröffnete venöse Niederdrucksystem des Markraums. Die Folge des mark- und fettembolischen Geschehens ist eine mechanische Blockade der Mikrozirkulation in der Lunge.

Die bereits erwähnte Polymerisationswärme, die manchmal über 80° C betragen kann (Willert), muß zu einer thermischen Schädigung des anliegenden Gewebes führen.

Im Laufe der Zeit werden diese Knochennekrosen revitalisiert, wobei eine dünne bindegewebige Membran an ihre Stelle tritt und den feinen Spalt an der Knochenzementgrenze auskleidet. Diese elastische Membran läßt Mikrobewegungen zwischen Implantat und Knochenlager zu! Nach diesen Ausführungen wird es ohne weiteres verständlich, daß es zu einer Lockerung zwischen Knochen und Zement kommen kann. (176)

Periartikuläre Verkalkung

Unter den Komplikationen der Metall/Kunststoff TEP spielt die periartikuläre Verkalkung eine bedeutende Rolle. Ihr prozentualer Anteil bei den Komplikationen meiner Statistik reicht von 9,0 % (Charnley) bis 30 % (Weber-Huggler). Dieser Prozentsatz deckt sich mit den Untersuchungen von Schulitz und Dustmann, die die Häufigkeit der Verkalkungen auf 30 % beziffern. (143) Auch Hessert, Jäger und Krippendorf (1972) konnten bei der Durchsicht ihrer Röntgenbilder Kapselverkalkungen verschiedener Schweregrade in 20 % der Fälle bei TEP ausmachen. (67)

In dieser Arbeit konnte der höchste Prozentsatz von periartikulären Verkalkungen (30 %) bei Weber-Huggler II-Prothesen ermittelt werden.

Leichte Kalkeinlagerungen sind im Röntgenbild nur als feine umschriebene Schleier erkennbar. (67) Eine Relation zwischen Kalkeinlagerung und klinischer Bewegungseinschränkung konnten weder Boitzy und Zimmermann noch Caron sicher finden. (24, 67) Caron konnte 1976 jedoch sicher einen Einfluß der periartikulären Verkalkungen auf das Endresultat konstatieren (93,72 % sehr guter und guter Resultate, 6,28 % befriedigender und schlechter Resultate ohne Ossifikationen und 89 % sehr guter oder guter Resultate, 11 % befriedigender oder schlechter Resultate bei Ossifikationen!) (24)

Freeman beobachtete bei 360 McKee-Farrar TEP nur 2 Fälle von periartikulären Ossifikationen. (50) Schreiber und Janssen stellten nach Metall/Metall TEP-Implantationen 17 % Verkalkungen fest, während sie bei Verwendung von Metall/Kunststoff (Teflon oder Polyäthylen) TEPs 35 % Ossifikationen fanden. (142)

Schreiber und Safi kommen zu dem Ergebnis, daß die Tendenz zur Kalkbildung nach Einsetzen einer Kunststoffpfanne doppelt so stark ist wie nach Verwendung der Metallpfanne. (136, 142) G. Mayer berichtet 1977 von 200 Müller-Charnley-TEP, die eine

Ossifikationsrate von 41,5 % aufwiesen. Er hält die Fremdkörperreaktion auf Abriebpartikel für eine der Ursachen, die zur Verkalkung führen. (103)

Tribologische Aspekte

Von großer Bedeutung im Hinblick auf die Haltbarkeit und die Lebenserwartung einer Metall/Kunststoff TEP sind die tribologischen Aspekte der Prothese. Die Begriffe Reibung-Schmierung des Gelenkes und Abrieb bedürfen einer genaueren Betrachtung. Welche Faktoren beeinflussen nun die Reibung? Bei regelrechter Belastung tritt bei jedem Schritt im natürlichen wie auch im künstlichen Hüftgelenk eine Pressung auf, die das 1,6-fache des Körpergewichtes beträgt. Diese Belastungen muß das Hüftgelenk im Jahr etwa 1 - 1,5 Millionen mal aushalten. Beim Treppensteigen erhöhen sich die Preßwerte auf das Dreifache, beim Laufen und Springen sogar auf das Fünffache des Körpergewichtes. Hinzu kommen dauernde Gleitbewegungen zwischen den Gelenkflächen. (18)

Wie kommt es zu Abnützungserscheinungen?
Als Abnützung bezeichnet man das Phänomen von zwei sich miteinander berührenden Feststoffen, die durch Reibung etwas von der einen oder von beiden Teilen der Oberfläche verlieren.
Es werden zwei Abnützungstypen unterschieden:
Die Adhäsionsabnützung und die Schabeabnützung. Erstere entsteht dadurch, daß eine Adhäsion auf den Kontaktflächen der Feststoffe stattfindet und der adhärende Teil durch den Reibungswiderstand abgeschert wird. Der zweite kommt durch die Rauhheit der Feststoffoberfläche zustande.

Eine weitere Abnützung entsteht dadurch, daß Fremdteilchen in den Zwischenraum von zwei Feststoffen (hier Metalloberfläche des Kopfes und Kunststoffoberfläche der Pfanne) gelangen und eine Beschädigung der Oberfläche verursachen. (149) Jegliche Änderung der Oberflächenglätte bewirkt eine Änderung des Reibungskoeffizienten und damit des Reibungsmomentes

zwischen den Gelenkflächen einer Metall/Kunststoff TEP. Diese Kraft beansprucht die Verankerung der Prothese im Knochenbett und wirkt dann im Sinne einer Lockerung. Dabei ist der Reibungskoeffizient auch noch materialabhängig (bei Metall/Metall Prothesen ist er höher als bei Metall/Kunststoff, was als eine Ursache der bei Metall/Metall Prothesen beobachteten höheren Lockerungsrate angeschuldigt wird. (131)

Metall/Kunststoff beträgt dabei $\sim$ 0,05 und ist 3 x kleiner als bei Metall/Metall! (162) Die beiden den Reibungskoeffizient bedingenden Faktoren sind Material und Oberflächenstruktur der Metall/Kunststoff TEP.
Das Reibungsmoment wächst mit Zunahme folgender Parameter:
1. Reibung (durch Material und Oberflächenstruktur bedingt)
2. Radius der Prothese (der Gleitflächengröße)
3. Druck auf die Prothese (Belastung)

Mit Größerwerden dieser Parameter wächst die Beanspruchung der Verankerung einer TEP. Jäger stellte eine sterile Lockerungsrate der Metall/Metall Prothese von 5,8 % im Gegensatz zur Metall/Kunststoff Prothese von nur 0,95 % fest. (76, 162)

Schmierung der TEP:

Wie kommt es nun zur Schmierung bei der Metall/Kunststoff TEP ?

Bei der Schmierung der Metall/Kunststoffpfanne (Pfanne aus Teflon) ging Charnley vom Prinzip der Grenzschichten aus. Dabei ist die chemisch-physikalische Affinität des Schmiermittels zu den reibenden Oberflächen von ausschlaggebender Bedeutung. Das Schmiermittel bildet über den Gelenkflächen einen monomolekularen Film (Mukopolysaccaride, Hyaluronsäure wobei die freien Enden der Moleküle mit der Gegenseite (wo ein solcher Überzug besteht) dank einer leichten gegenseitigen Anziehung zwischen den Massenteilchen in Kontakt treten (boundary lubrication). Dadurch entsteht das Phänomen der geringen Reibung zwischen der Kunststoffpfanne und dem Femurkopf. Die selbstschmierenden Eigenschaften der Low friction

arthroplasty führen zu einem Reibungskoeffizienten von 0,04 µ (Knorpel = 0,01 - 0,02 µ). (74)

Bei den meisten Metall/Kunststoff TEPs, wie z. B. Lubinus- und Buchholz-Prothese, bewirkt das Spiel zwischen Kopf und Pfanne, daß bei Bewegungen während der verschiedenen Belastungsphasen im Gelenk ein Pumpeffekt entsteht, der ständig den Gelenkspalt mit Flüssigkeit aus der Umgebung versorgt. Hierbei handelt es sich um eine Art elastohydrodynamische Schmierung. (76, 96)
Während die TEP Typ St. Georg mit einem Spiel von 1,5 mm gefertigt wird, halten die verschiedenen anderen Hersteller ein Spiel von 0,2 mm für ausreichend. (14, 76)

Ruckelshausen hingegen stellte 1965 fest, daß mit der als Schmierstoff unter physiologischen Verhältnissen idealen Synovialflüssigkeit nach dem arthroplastischen Eingriff nicht mehr fest gerechnet werden kann. Er geht davon aus, daß sich seröse Flüssigkeit im alloplastischen Gelenkspalt sammelt. Um die Auswirkungen auf die Reibungskoeffizienten zwischen Metall und Teflon zu studieren, wurde anhand von Bremsungsversuchen überprüft, inwieweit die bei trockener Lagerfläche festgestellte Reibung durch Benetzung des Lagerspalts mit Blutserum verändert wird.

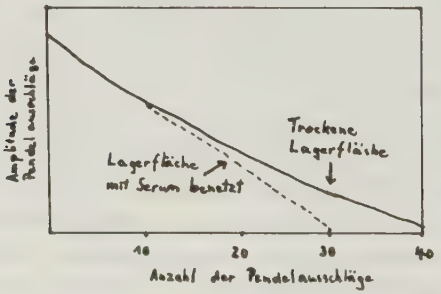


Abb. 36

Bremsungsversuch: Blutserum vergrößert die Reibung zwischen Metall und Teflon.
Aus Ruckelshausen: Mechanisch-technische Probleme der Hüftalloplastik.
Z. Orthop. 99 (1964) S. 46 f.

Aus dem Diagramm ist ersichtlich, daß diese vermeintliche Schmierung in Wirklichkeit eine Erhöhung der Bremsung zur Folge hat, die Reibung also erheblich heraufsetzt.

Erhöhter Abrieb:

Im Gegensatz zur Metall/Metall TEP besteht bei der Metall/Kunststoff TEP ein höherer Abrieb. (76) Nach Weber hängt das Ausmaß des Abriebes bei einer Metall/Kunststoff TEP im wesentlichen von zwei Faktoren ab:
1) Pfannenmaterial der Prothese (Polyesterabrieb als Polyäthylen)
2) Ausmaß der Beanspruchung einer TEP (168)
Charnley hatte in einer 9 - 10 Jahresstudie bei 60 Hüften mit Durchschnittsalter von 73 Jahren den Abrieb von Polyäthylen-Pfannen röntgenologisch gemessen und dabei einen durchschnittlichen Abrieb von 0,09 mm/Jahr bei 86 % der Patienten festgestellt. Bei 14 % des Patientengutes gab es mehr als 2,5 mm in 10 Jahren. Er konnte nachweisen, daß sich im Laufe der Zeit der Abrieb verringerte; so betrug der Abrieb in der zweiten 5-Jahrehälfte 40 % weniger als in der ersten 5-Jahreshälfte.

Weber konnte bei seiner Rotations-TEP feststellen, daß nach 3 - 4 Jahren glänzender Ergebnisse vermehrt aseptische Spätlockerungen auftraten. Er sah die Ursache hierfür im feindispersen Abrieb des bisher für den Rotationshüftkopf verwendeten Kunststoff Polyester, der dann das knöcherne Bett der Prothese schädigte. (168)

Wie erklärt man sich die Schädigung des knöchernen Bettes?

Schulitz weist bei der Entstehung eines"aggressiven Granuloms" darauf hin, daß es sich hierbei um eine Gewebereaktion auf Abriebteilchen des aus Polyester bestehenden Hüftkopfes handelt. Das "aggressive Granulom" führt zu Osteolysen um den Zementblock und häufig kommt es zu einer vollständigen Resorption des Pfannenbodens und des coxalen Femurendes. (143)

Nach zahlreichen Rückschlägen mit den bekannten Pfannenmaterialien kristallisierte sich das Polyäthylen als das härteste und abriebfesteste Kunststoffpfannenmaterial heraus.

Bei der Prüfung der physikalischen Eigenschaften von verwandten Kunststoffen, wie Polyacetalharz, Polyester, Teflon und Polyäthylen zeigt sich nach 4- und 12-wöchiger Implantation im Kaninchenkörper durch das Erstellen von Spannungs-Dehnungs-Diagrammen, daß Polyester schon nach 4 Wochen einen Abfall der Reißdehnung von 100 auf 22 % und nach 12 Wochen 10 % aufweist. Dieses ist ein Hinweis auf die starke Versprödung, d. h. eine Abnahme der Elastizität des Kunststoffes.

Reißdehnung bedeutet dabei die maximale Dehnung, die der Kunststoff in einem Zugversuch bis zum Zerreißen aushält. Das Verhalten der Reißdehnung und Fließspannung der übrigen Kunststoffe zeigen während der 12-Wochen Implantationszeit keine starken Veränderungen im Vergleich zum Ausgangswert. (180)

Biokompatibilität von Kunststoffen

Die Objektivierung der Biokompatibilität von Kunststoffen ist auch heute noch ein zum Teil ungelöstes Problem. Anhand tierexperimenteller Untersuchungen wurde die Weichteilgewebsreaktion verschiedener polymerer Kunststoffe (wie Polyacetalharz, Polyester, Teflon und Polyäthylen) nach deren Implantation im Kurz- wie Langzeitversuch überprüft. Die Beurteilung erfolgt in erster Linie aufgrund morphologischer Kriterien im histologischen Schnitt als eine qualitative Auswertung.

Die Forderung nach einem störungsfreien Einheilen scheint danach nur das Polyäthylen zu erfüllen. Ein Auftreten von Makrophagen konnte hier im umgebenden Gewebe nicht festgestellt werden. Das dem Kunststoff anliegende kollagene Bindegewebe wies eine regelmäßige und geordnete Struktur auf.

Im Gegensatz dazu ließen sich bei den 3 übrigen Kunststoffen nach 4 Wochen im umliegenden Gewebe Plasma- und Fremdkörperriesenzellen nachweisen.

Polyäthylen zeigt deutlich die bessere Gewebeverträglichkeit gegenüber den übrigen Kunststoffen. (85, 180)

Deshalb ist das Polyäthylen auch von der Gewebeverträglichkeit das beste Material für eine TEP-Pfanne.

Synthese:

Beim Vergleich der Ergebnisse und Komplikationen der einzelnen TEP fällt die hohe Revisionsrate von 68,5 % der Charnley-TEP auf, die länger als 4 Jahre implantiert waren. Die Gründe für die Revision werden nur in seltenen Fällen in den einzelnen Statistiken angeführt, meist handelt es sich jedoch um Lockerungen,nicht mehr zu beherrschende Infekte und Pfannen- oder Schaftfrakturen.

Hinter dieser hohen Prozentzahl von Charnley-TEPs verbergen sich TEPs, die erstens häufig länger als 10 Jahre implantiert waren, wobei die Alterung des Zements zu aseptischen Lockerungen führte und zweitens seinerzeit Pfannen aus Teflon implantiert wurden, die zum Auswalken bzw. Zerplatzen der Pfannen führten. (58, 139)

Die Weber-Huggler I-TEP fand vornehmlich Ende der 60-er bis Anfang der 70-er Jahre Verwendung. Die relativ hohe Revisionsrate der Weber-Huggler I-TEP erklärt sich durch den damals üblichen Polyesterkopf, der durch den feindispersen Abrieb zur"Polyesterkatastrophe" führte. Hackenbrock jun. führt in einer Statistik eine Lockerungsrate von 30 % an. (76, 168) Nach Einsatz des Polyesterkopfes durch einen Polyäthylenkopf schlug sich dieses auch in einer besseren Statistik von der Weber-Huggler II-TEP nieder.

Bei allen Techniken, bei denen die Implantation der Trochanter zunächst abgemeißelt erfolgt, taucht in der Statistik auch die Komplikation Trochanterprobleme auf, die jedoch

nicht als TEP-Typ-spezifisch gilt. Als mögliche Schwierigkeiten können die trochanterische Bursitis, gebrochene Verdrahtungen und Dislokationen des Trochanters dahinterstecken. Diese wiederum können dann zu Pseudarthrosen des Trochanter major führen. (113, 167)
In einer Statistik mit nur geringer Anzahl ausgewerteter Charnley-TEP - mit Laufzeit länger als 4 Jahre - taucht eine höhere Trochanterproblemrate von 16 % auf. Bei den übrigen Statistiken liegt die Rate zwischen 1,1 - 1,9 %. Was nun im einzelnen zu den Trochanterproblemen geführt hat, wird in den meisten Statistiken nicht aufgeführt.

Bei der Komplikation "Lockerung" handelt es sich hier stets um die aseptische Lockerung, wobei im einzelnen nicht zwischen Pfannen- und Schaftlockerung unterschieden wird.

Die höchste Lockerungsrate von 21 % gibt die Charnley TEP Statistik von länger oder gleich 4 Jahren Laufzeit an. Eine Erklärung für diese hohe Lockerungsrate kann nach Ansicht Müllers (1974) die Alterung des Zements und der Abrieb von seinerzeit Teflonpartikel sein. (110) Im übrigen liegt die Lockerungsrate bei den meisten anderen TEP Modifikationen zwischen 0,9 % und 2,3 %.

Die Wagner/Freeman-Statistik mit 6,3 % und Weber-Huggler I Statistik mit 8,6 % bzw. 4,9 % fallen hier etwas heraus. Die erstere aufgrund der kleinen Gesamtzahl (16) und die zweite aus den bekannten Gründen, nämlich dem Polyesterkopfabrieb. (76, 161) Auch fand die Weber-Huggler I Prothese häufiger bei jungen Menschen Anwendung.

Was sind nun die Gründe für eine Prothesenlockerung?
Die Lockerung der Prothese erfolgt vor allem durch die Reaktion des Knochens. Willert wies nach, daß bei der Einzementierung Nekrosen am Knochen und Mark in einem bis 3 mm breitem Saum rings um den Zement entsteht. So kann es später zu

Mikrobewegungen des Implantats kommen, die dann im Laufe der Zeit zu Lockerungen führen. (66, 175)

Tönnis wies bei 10 von 25 gelockerten Hüften auf besondere Vorzustände hin, wie z. B. Hüftnekrosen (4 Fälle), Schenkelhalspseudarthrosen (2 Fälle), Protrusio acetabuli (2 Fälle), Auswechslung andererorts zuvor (1 Fall), Zustand nach Koxitis (1 Fall).

Neben den verschiedenen Prothesenformen mit ihren unterschiedlichen Querschnitten spielen die Stellung der implantierten Prothesen (Valgusstellung ist anzustreben!), die Art der Einzementierung (knochenschonende Verankerung), die Festigkeit des Knochens, immunologische Fragen, Gewicht des Körpers mit Ausmaß an Aktivität und Verweildauer die größte Rolle. (58, 161)

Im allgemeinen sind Schaftbrüche seltene Komplikationen, noch seltener sind sie, wenn operativ Mängel wie Varusstellung vermieden werden. (54, 125, 171) Es kann keine genaue Prozentzahl ermittelt werden, da Schaftbrüche hier häufig in die Rubrik Revision eingehen. Wie kommt es nun zu den Schaftbrüchen?
Hierzu kann es immer wieder kommen, wenn sich ungünstige Faktoren wie hohes Körpergewicht, vermindert belastbare Knochen, Varusstellung und besonders hohe Belastungsspitzen (Sturz) addieren und so zu Prothesenlockerung und Schaftbruch führen. (125) Khan berichtete, daß es bei 1751 TEP O.P. nur 17 Schaftbrüche während der O.P. gegeben hat - vermutlich durch die Hebelwirkung der Prothese bei Repositionsmanövern. (11, 83)
Martens konnte bei 56 TEP aus einer Protasul-Legierung vom Typ Charnley-Müller 6 Ermüdungsbrüche im Schaft beobachten. Bei einem experimentellen Belastungstest konnte er herausfinden, daß die Brüche in erster Linie der speziellen Legierung zuzuschreiben waren, denn bei später verwendeten "stainless steel" Prothesen Typ Charnley traten jene Brüche

nicht wieder auf. (100)

So wird gern bei Vorschädigung des Femur (Reoperation, Osteoporese) eine Langschaftprothese implantiert, die durch Verteilung der Biegekraft auf eine längere Strecke und Erzwingung der belastungsgünstigeren Valgusstellung im Femurschaft, eine Lockerung und damit Fraktur verhindern soll.

Nachteilig ist dabei, daß der lange Prothesenschaft die natürliche Elastizität des Knochens in einem großen Bereich herabsetzt. Das bedeutet, daß es am Übergang des Prothesenschaftes zum Femur verstärkt zur Fraktur kommen kann (Ermüdungsfraktur). (70, 161)

Wie weit das Problem der Schaftbrüche mit der zementlosen isoelastischen TEP nach Morscher und Mathys gelöst werden konnte, ist noch nicht endgültig abzusehen.

In einer Statistik von 68 TEP Implantationen wurden außer 9 periartikuläre Verkalkungen keine weiteren Komplikationen beschrieben. Aufgrund der kurzen Beobachtungszeit läßt sich noch kein fundiertes Urteil über diesen Prothesentyp abgeben. (108)

Was die tiefen Infektionen angeht, so zeigt es sich, daß sich die Infektionsrate meist zwischen 1 - 3 % bewegt, selten liegen Statistiken über diesen Werten.
(Ausnahme: Charnley TEP mit 13,3 % durch lange Laufzeit - manche mehr als 10 Jahre - und schlechtere O.P. Bedingungen zur damaligen Zeit).

Hunter et al. weist darauf hin, daß sich bei 137 TEP die Infektion innerhalb eines Monats nach der O.P. bei der Hälfte aller Patienten zeigte. 27 % jedoch wurden 1 Jahr oder mehrere Jahre später diagnostiziert. (75)

Eine besondere Anfälligkeit gegenüber Infektionen bei einem bestimmten Prothesentyp der Kombination Metall/Kunststoff kann nicht festgestellt werden, allgemein kann jedoch gesagt werden, daß je steriler und atraumatischer bei der Implantation gearbeitet wird, desto seltener kommen tiefe Infektionen vor.

Die Entstehung und Behandlung bzw. Prophylaxe der Infektion wurden ausgiebig im Kapitel E a) S. 83 f behandelt.

Zur Anwendung der Wagner Schalenprothese muß gesagt werden, daß sich gar nicht so selten schon nach kurzer Zeit Nekrosen unter der Kappe bilden können, die so zu aseptischen Lockerungen führen können. Auch sind nach Alterung der Prothesen mit Kappenprinzip Spätbrüche der Schalen nachgewiesen worden. Dennoch sollte diese Prothesenart durchaus bei jüngeren Patienten eingesetzt werden, da diese Art des Gelenkersatzes immer noch gute Rückzugsmöglichkeiten auf Alternativ-Operationen offen läßt.

Der direkte Vergleich zwischen der Ganzmetall TEP und Metall/Kunststoff TEP hat gezeigt, daß die Metall/Kunststoff Prothese eine größere Tendenz zur periartikulären Ossifikation hat, was jedoch nur in einem kleinen Prozentsatz mit einer Funktionseinbuße einherzugehen scheint. (150)

Abschließend kann gesagt werden, daß man die Anwendung der erprobten TEP Metalle (Charnley, Müller, Buchholz, Lubrinus, Weber-Huggler II etc.) weiterhin empfehlen kann.
Vorteil all dieser Prothesen ist die relativ einfache O.P. Technik und die sofortige Belastungsstabilität. (105)
Dennoch sollte nicht unerwähnt bleiben, daß die Erwartungen hinsichtlich Lockerung, Alterung des Zements und Abrieb, sich nicht gänzlich erfüllt haben.

Dieses hat schließlich zu Alternativmodellen wie z. B. die Ritter'sche Zuggurtungs- Hüftendoprothese oder die zementlose isoelastische TEP geführt.
Seit einigen Jahren bietet der Markt besonders zur Behandlung der gelockerten Zementhüfttotalendoprothese eine von Judet entwickelte zementlose Porometall TEP an.
Die Porometall-Prothese (Cobalt-Chrom-Nickel und Molybdän-Legierung) besteht aus einem gebogenen femuralen Schaftanteil mit viereckigem Profil in 5 Größen. Eine zylindrische Hülle aus porösem Metall enthält eine Polyäthylenpfanne als

Gelenkfläche. In dieses Plastikelement ist eine Metallkugel nicht luxierbar eingefügt, Hauptnachteil dieses Prothesentyps ist die schwierige operative Technik (Judet). (80)

Als weitere Alternative zur einzementierten TEP entwickelte Mittelmeier die sogenannte Tragrippenprothese. Sie basiert ebenfalls wie die Porometall-Prothese von Judet auf dem Grundprinzip einer zementfreien Prothesenverankerung durch Vergrößerung der Prothesenoberfläche (hier Tragrippen!) und dadurch kommt es nach Ansicht Mittelmeiers zu einer Kraftverteilung und Druckproduzierung. (105)

Die Schwierigkeiten, die bei den herkömmlichen Prothesen mit dem Zement bestehen, führten zu einer weiteren zementlosen Prothesenentwicklung, der madreporischen TEP.

Die zementlose madreporische TEP von Lord besteht aus einer Femurprothese mit konischem Hals zur Aufnahme von auswechselbaren metallenen Kugelköpfen verschiedener Größe und einem Acetabulum mit einschraubbarem Polyäthyleineinsatz, Schaft und Kopf bestehen aus einer Cobalt-Chrom-Legierung. Das besondere an dieser Prothese soll die Haftkraft des Schaftes sein. Diese wurde mit Hilfe unzähliger kleiner Kügelchen an der Metalloberfläche des femoralen Anteils hervorgerufen. Der Urheber der Prothese spricht von einer biologischen Verankerung. Bei Osteoporese ist die Implantation selbstverständlich kontraindiziert. (95)

Der Vollständigkeit halber soll noch eine der letzten Entwicklungen der letzten Jahre Erwähnung finden, nämlich die Mannheimer Oxid-Keramik-Metall-Verbundendoprothesen.
Nach Ansicht von Griss gelten die Prothesentypen mit Keramik Kopf und Pfanne als extrem druckfest mit ausgezeichneten Gleiteigenschaften und höherer Verschleißbeständigkeit. Der Schaft besteht aus einer Charnley Modifikation, die noch konventionell mit Knochenzement implantiert werden muß. (56)
Zur Zeit gibt es auch mit diesem Modell noch wenig klinische Erfahrung.

Die Zukunft wird zeigen, ob eine breitere Anwendung dieser eben erwähnten Prothesen (Judet, Mittelmeier, Lord und Griss) gerechtfertigt erscheint und welche von den genannten Prothesen die größte Ausbreitung findet.

G SCHLUSS

Wenn man die TEP von der Metall/Metall Kombination mit der Metall/Kunststoffkombination unter Zugrundelegung der Ergebnisse von Fritzmeier miteinander vergleicht, so ergeben sich für die Metall/Metall Kombination die entscheidenden Nachteile in der größeren Reibung, der höheren Lockerungsrate und der schlechten Stoßabsorption gegenüber den Metall/Kunststoff Prothesen. (53, 76, 105)

Die Metall/Kunststoff TEP demgegenüber hat als einzigen größeren Nachteil die von Schreiber und Safi doppelt so häufig gefundenen periartikulären Verkalkungen, die jedoch nur zu einem kleinen Teil mit Funktionseinbußen einhergehen. (136, 142, 150)

Die Vorteile der besseren Stoßabsorption und geringeren Reibung bei der Metall/Kunststoff Prothese lassen die Wahl - Metall/Kunststoff Prothese oder Metall/Metall Prothese eindeutig zugunsten der Metall/Kunststoff Prothese ausgehen. (53, 162) So sollten Ganzmetallprothesen nur noch in Ausnahmefällen Verwendung finden.

Als Standardprothesen haben heute die Charnley-, Müller-, Buchholz-, Weber-Huggler- etc. allgemeine Verbreitung gefunden.

H ZUSAMMENFASSUNG

Zunächst wird ein kurzer historischer Abriß von der Entwicklung bis hin zu den heutigen TEPs der Materialkombination Metall/Kunststoff einschließlich der Entwicklung zum Knochenzement dargelegt. Im folgenden werden die Indikationen, die zur Implantation einer Metall/Kunststoff TEP angezeigt sind, ausführlich dargelegt. Es sind dieses traumatische Affektionen des Hüftgelenkes, Gelenkerkrankungen des rheumatischen Formenkreises (einschließlich M. Bechterew), Koxarthrosen auch kongenitaler Genese, und Tumoren sowie Metastasen im Bereich des Hüftgelenks.

Ein Überblick über die üblichen Operationsmethoden und Zugangsmöglichkeiten mit Erwähnung der wichtigsten intraoperativen Komplikationen wird gegeben.

Es werden dann die verschiedenen Metall/Kunststoff-TEPs wie Charnley-, Müller-, Buchholz-, Lubinus-, L.-L.-, Trapezoidal-28-, Harris-, Weber-Huggler I und II - beschrieben. Neuere Entwicklungen wie die zementlose isoelastische-, die zementlose Porometall-TEP nach Judet und die Schalenprothesen nach Wagner, bzw. Freeman/Swanson erweitern die Vielfalt der TEPs vom Materialtyp Metall/Kunststoff.

Zur Auswertung der Ergebnisse der TEP vom Typ Metall/Kunststoff wurde gesamtdeutsche, englische, schweizerische, französische, amerikanische, japanische, russische, skandinavische, polnische, mexikanische und weitere Literatur durchgearbeitet. Die Literaturangaben wurden in ein übergeordnetes Schema mit den Ergebnissen sehr gut, gut, befriedigend und schlecht eingeteilt. Auch die Komplikationen der TEP wie z. B. Luxation, Infektion, Fraktur, Revision etc. wurden prozentual bei der Auswertung aufgeführt.
In der Diskussion werden die Probleme mit dem Knochenzement, der Lockerung, der Verkalkung, der Biokompatibilität und Aspekte der Tribologie erläutert.

Abschließend werden Neuentwicklungen von TEPs mit neuen Materialien z. B. Griss, Mittelmeier und ein kurzer Vergleich von Ganzmetall- und Metall/Kunststoff-TEPs dargeboten.

Literatur:

1. Almby, B., Hierton, T.: Total Hip Replacement with Müller's so called selflubricated total Hip Prosthesis in: Arthroplasty of the hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

2. Amstutz, H.C.: Trapezoidal-28 total Hip Replacement.
Clin. Orthop. 95 (1973) 158

3. Baldursson, Halldor, Brattström, Hakan, Olsson, Tord, H.: Total Hip Replacement in Ankylosing Spondylitis.
Acta orthop. scand. 48 (1977) 499

4. Bauer, R., Jopp, M.: Erfahrungen und Ergebnisse mit Hüftgelenk-TEP.
Beitr. Orthop. Traumatol. 22 (1975) 226

5. Bentley, G., Duthie, R.B.: A comparative Review of the Mc Kee-Farrar and Charnley Total Hip Prosthesis.
Clin. Orthop. 86 (1972) 102

6. Benum, P.: Prelimary Results of Total Hip Replacement in Sophies Minde Orthopaedic Hospital, Oslo.
Acta orthop. scand. 42 (1971) 447

7. Bergström, B., Lindberg, L., Persson, B.M., Önnerfält: Complications after total Hip Arthroplasty according to Charnley in a Swedish series of cases.
Clin. Orthop. 95 (1973) 91

8. Bier, Braun, Kümmel: Chir. Operationslehre
Bd. 6 (1975) 487

9. Bisla, R.S., Ranawat, C.S.: Total Hip Replacement in Patients with Ankylosing Spondylitis with Involvement of the Hip.
J. Bone Jt. Surg. 58 (A) (1976) 233

10. Boitzy, A., Zimmermann, H.: Komplikationen bei Totalprothesen der Hüfte.
Arch. Orthop. Unfall-Chir. 66 (1969) 192

11. Boitzy, A.: Komplikationen: Allgemeine operative Komplikationen bei Totalprothesen der Hüfte
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: H. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

12. Boon, J.G.: Results with the Charnley-Müller-Type Arthroplasty of the Hip
in: Arthroplasty of the Hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

13. Breitenfelder, J., Weidner, R.: Die elektrogalvanische Entzündung als Ursache der aseptischen Implantatlockerung bei der Alloplastik des Hüftgelenkes.
Z. Orthop. 144 (1976) 867

14. Buchholz, E.W.: Das künstliche Hüftgelenk.
Materia med. Nordmark 21 (1969) 6

15. Buchholz, H.W.: Technik und Anwendungsmöglichkeiten der totalen Endoprothese für das Hüftgelenk. Langenbeck Arch. klin. Chir. 325 (1969) 777

16. Buchholz, H.W., Engelbrecht, H.: Über die Depotwirkung einiger Antibiotica bei Vermischung mit dem Kunstharz Palacos. Chirurg 41 H. 11 (1970) 511

17. Buchholz, H.W., Gartmann, H.D.: Infektionsprophylaxe und operative Behandlung der schleichenden tiefen Infektion bei der totalen Endoprothese. Chirurg 10 (1972) 446

18. Buchholz, H.W., Stickle, E.: Gleitreibverhalten von künstlichen Hüftgelenken mit Kunststoffpfanne. Chirurg 43 (1972) 453

19. Buchholz, H.W.: Das künstliche Hüftgelenk, Modell St. Georg
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

20. Buchholz, H.W., Noack, G.: Results of the total Hip Prosthesis design "St. Georg". Clin. Orthop. 95 (1973) 201

21. Buchholz, H.W., Noack, G.: Die tiefe Infektion bei der totalen Endoprothese
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

22. Buchner, H.: Results of treatment and experiences with 500 patients with Alloarthroplasties of the Hip in: Arthroplasty of the Hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

23. Carlsson, A.S., Lidgren, L., Lindberg, L.: Prophylactic Antobiotica against early and late deep Infections after total Hip Replacements.
Acta orthop. scand. 48 (1977) 405

24. Caron, J.C.: Paraarticular Ossifications in total Hip Replacement
in: Total Hip Prosthesis
Herausgeber: B.N. Gschwend, H.U. Debrunner
G. Thieme: Stuttgart, 1973

25. Chapchal, G., Slooff, T.J., Nollen, A.D.: Results of Total Hip Replacement.
Clin. Orthop. 95 (1973) 111

26. Charnley, J., Manc, F.R.: Arthroplasty of the Hip: A new Operation.
Lancet (1961) 1129

27. Charnley, J.: Ersatz der Hüftgelenkes durch Totalprothese.
Triangel 8 (De) (1968) 211

28. Charnley, J., Eftekhar, N.: Postoperative Infektion in total Prosthetic Replacement Arthroplasty of the Hip Joint.
Brit. Journal of Surg. 9 (1969) 641

29. Charnley, J.: Acrylic cement in orthopaedic surgery. Livingston (1970)

30. Charnley, J.: The long-term results of low friction arthroplasty of the hip performed as a primory Intervention.
J. Bone Jt. Surg. 54 (B) (1972) 61

31. Charnley, J., Cupic, Z.: The Nine and Ten Year Results of the Low-Friction Arthroplasty of the Hip.
Clin. Orthop. 95 (1973) 9

32. Charnley, J., Halley, D.: Rate of Wear in Total Hip Replacement.
Clin. Orthop. 112 (1975) 170

33. Collis, D.K., Johnston, R.C.: Comperative Evaluation of the Results of Cup Arthroplasty and Total Hip Replacement.
Clin. Orthop. 86 (1972) 102

34. Cotta, H., Schulitz, K.P., Städtler, J.: Unsere Erfahrungen mit der Rotationsprothese
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

35. Coventry, M., Beckenbaugh, R.: 2012 Total Hip Arthroplasties: A study of postoperativ course and early complication.
J. Bone Jt. Surg. 56 (A) (1974) 273

36. Dall, D. M.: Charnley Hip Replacement: Early Results.
J. Bone Jt. Surg. 57 (B) (1975) 218

37. Debrunner, H.K.: Die Volumenänderung von Knochenzementen während der Härtung.
Arch. Orthop. Unfall-Chir. 81 (1975) 37

38. Derome, A., Younge, D.: Prothèses totales de la hanche à l'hôtel-dieu de Montréal: Une analyse des complications.
L' Union Médicale Du Canada 105 (1976) 895

39. Dolanc, B.; Local peroperative complications
in: Total Hip Prosthesis
Herausgeber: B.N. Gschwend
Huber: Bern, Stuttgart, 1976

40. Downes, E.M.: Late infektion after total hip replacement.
J. Bone Jt. Surg. 59 (B) (1977) 42

41. Dumbleton, John H.: Elements of hip joint prosthesis reliability.
Journal of Medical Engineering und Technology (1977) 341

42. Eftekhar, N.S.: Charnley "Low-Friction Torque" Arthroplasty - A Study of Long-Term Results.
Clin. Orthop. 81 (1971) 90

43. Eftekhar, N.S., Stinchfield, F.E.: Experience with low-friction arthroplasty.
Clin. Orthop. 95 (1973) 60

44. Enderle, A.: Follow-up of 334 Total Hip Replacement in: Arthroplasty of the hip
Herausgeber: B.B. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

45. Enneker, C., Burghart, H., Lauth, E.: Hüftgelenkstotalendoprothesen.
Münch. Med. Wschr. 118 (1976) 1169

46. Evanski, P.M., Waugh, T.R., Orofino, C.F.: Total Hip Replacement with the Charnley Prostesis.
Clin. Orthop. 95 (1973) 193

47. Evarts, Ch. M., DeHaven, K.E., Nelson, C.L., Collins, H.R., Wilde, A.H.; Interim Results of Charnley-Müller Total Hip Arthroplasty.
Clin. Orthop. 95 (1973) 193

48. Freeman, M.A.R., Swanson, S.A.V., Day, H.W., Thomas, R.J.: Conservative total replacement of the hip.
J. Bone Jt. Surg. 57 (B) (1975) 114

49. Freeman, M.A.R.: Current state of total hip replacement.
Brit. Med. Journal 2 (1976) 1301

50. Freeman, P.A., Lee, P., Bryson, T.W.: Total Hip Joint Replacement in Osteoarthrosis and Polyarthritis.
Clin. Orthop. 95 (1973) 224

51. Friedebold, G.: Fehlerquellen bei Alloarthroplastiken der Hüfte und ihre Vermeidung.
Z. Orthop. 105 (1969) 553

52. Friedebold, G., Hanslitz, L., Radloff, H., Weigert, M., Gerbig, W.: Ergebnisse der totalen Alloarthroplastik der Hüfte
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

53. Fritzmeier, F.: Ergebnisse bei Hüftgelenkstotalendoprothesen der Materialkombination Metall/Metall.
Dissertation Würzburg, Juli 1980

54. Gächter, A.: Der künstliche Hüftgelenkersatz.
Therapie der Gegenwart 117 (1978) 1051

55. Ganz, R., Rüter, A.: Alloarthroplastischer Ersatz des Hüftgelenkes bei Knochentumoren und tumorartigen Veränderungen
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

56. Griss, P., Werner, E., Buchinger, R., Heimke, G.:
Die Mannheimer Oxidkeramik-Metall-Verbundendoprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 87 (1977) 73

57. Groß, A.: Knochenzement
Medizinisch-Orthopädische Technik H. 4/76 (1976) 102

58. Hackenbroch, M.H., Bruns, H., Holbe, R., Lechleuthner H.: Unsere Ergebnisse mit der Totalprothese des Hüftgelenkes 3-6 Jahre postoperativ.
Orthop. Praxis 12 (1976) 586

59. Hallen, L.G.: Results of the Charnley Low-Friction Arthroplasty
in: Arthroplasty of the Hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

60. Harris, J., Lightowler, C.D.R., Todd, R.L.: Total Hip Replacement in Inflammatory Hip Disease using the Charnley Prosthesis.
Brit. Med. Journal 2 (1972) 750

61. Harris, W.H.: Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment of mold arthroplasty. An end result study using a new method of result evalution.
J. Bone Jt. Surg. 51 (A) (1969) 737

62. Harris, W.H.: A new total hip implant.
Clin. Orthop. 81 (1971) 105

63. Harris, W.H.: Clinical Results Using the Müller-Charnley Total Hip Prosthesis.
Clin. Orthop. 86 (1972) 95

64. Harris, W.H.: Preliminary report of results of Harris total hip replacement.
Clin. Orthop. 95 (1973) 168

65. Harvey, S.: La voie d'abord postériéure dans l'arthroplastie par prothèse totale de la hanche.
L'Union Médicale du Canada Tome 105 (1976) 891

66. Heipertz, W.: Lockerung und Infektion der Hüftgelenktotalendoprothese.
Z. Orthop. 112 (1974) 938

67. Hessert, G.R., Jäger, M., Krippendorf, B.: Ergebnisse der totalen Hüftendoprothese.
Arch. Orthop. Unfall-Chir. 72 (1972) 305

68. Hessert, G.R.: Die Kopfrotation der Weber-Huggler-Prothese
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

69. Hohmann, D.: Allgemeine und bes. Indikation der Total-alloplastik des Hüftgelenkes
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

70. Holz, U., Ungethüm, M.: Klinische und experimentelle Untersuchungen wesentlicher Faktoren bei der dauerhaften Verankerung von Hüfttotalendoprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 82 (1975) 195

71. Huggler, A.: Follow-up Study of 122 Total Hip Replacements (1962-1969)
in: Arthroplasty of the hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

72. Huggler, A.H., Schreiber, A., Dietschi, C., Jacob. H.: Experimentelle Untersuchungen über das Deformationsverhalten des Hüftazetabulums unter Belastung.
Z. Orthop. 112 (1974) 44

73. Huggler, A.H., Schreiber, A.: Biomechanik der Implantation.
Z. Orthop. Praxis 6 (1975) 583

74. Huggler, A., Schreiber, A.: Historischer Überblick in: Alloplastik des Hüftgelenkes
Herausgeber: A. Huggler, A. Schreiber
G. Thieme: Suttart, 1978

75. Hunter, G., Dandy, D.: The natural history of the patient with an infected total hip replacement.
J. Bone Jt. Surg. 59 (B) (1976) 693

76. Jäger, M., Ungethüm, M.: Mechanik und Prothesentypen.
Münch. med. Wschr. 118 (1976) 693

77. Jäger, M., Küsswetter, W., Rütt, J., Ungethüm, M.: Experimentelle Torsionslockerung technisch verschieden implantierter Hüftendoprothesenpfannen.
Z. Orthop. 112 (1973) 34

78. Johnston, C.R.: Clinical Follow-up of total hip replacement.
Clin. Orthop. 95 (1973) 118

79. Judet, R., Judet, J.: The Use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint.
J. Bone Jt. Surg. 32 (B) (Mai 1950)

80. Judet, R.: Zementlose Total-Hüftgelenkersatz (Erfahrungen und Ergebnisse seit 1971).
America orthopaedic Review (1978)

81. Katzner, M., Calmes, E., Schvingt, E.: Les risques des prothèses totales de hanches évaluation sur une série de 892 prothèses.
Bulletin des Sociètê des Sciences Médicales du Grand Duche de Luxembourg 114 (1) (1977) 23

82. Kehr, H.: Ergebnisse und Erfahrungen bei Hüftgelenkplastiken mit Totalprothesen.
Unfallheilkunde 76 (1973) 49

83. Khan, A., O'Driscoll, M.: Fractures of the Femur during total Hip Replacement and their Management.
J. Bone Jt. Surg. 59 (B) (1977) 36

84. Kiaer, S.: Hauptthema, Arthroplastik der Hüfte beim dän. Orthopädenverbandstreffen in Copenhagen.
J. Bone Jt. Surg. 33 (B) (1951)

85. Kinzl, L., Burri, C., Mohr, W., Paulini, K., Wolter, D.: Gewebeverträglichkeit der Polymere, Polyäthylen, Polyester und Polyacetalharz.
Z. Orthop. 114 (1976) 774

86. Knöfler, E.W.: Biologische Reaktionen auf Kunststoffimplantation.
Z. ärztl. Fortbildung 71 (1971) 1167

87. Knöfler, E.W.: Über die TEP der Hüfte (ein Zwischenbericht).
Beitr. Orthop. Traumatolog. 26 (1974) 535

88. Lagrange J., Letournel, E.: The L.L. total hip prosthesis.
Internation. Surg. 60 (1975) 21

89. Law, W.A.: The evolution of hip arthroplasty
in: Arthroplasty of the hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

90. Lawry, J.H.: Joint Replacement in Northern Irland.
Ulster Med. J. 47 (1978) 46

91. Lazansky, M.G.: A method for grading hips.
J. Bone Jt. Surg. 49 (B) (1967) 644

92. Lazansky, M.G.: Complications Revisited.
Clin. Orthop. 95 (1973) 96

93. Leinbach, J.S., Barlow, F.A.: 700 total hip replacements.
Clin. Orthop. 95 (1973) 174

94. Lewinnek, G.E., Lewis, J.L.: Dislocation after total hip replacement arthroplasties.
J. Bone Jt. Surg. 60 (A) (1978) 217

95. Lord, G.: Madreporische Prothese ohne Zement.
Howmedica GmbH Informationsdienst (Aug.1979)

96. Lubinus, H.H., Jacobson, U.: Erfahrungen mit dem totalen Hüftersatz unter Verwendung des Systems Brunswik und eines dorsolateralen Zugang
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

97. Lubinus, H.H.: Total hip replacement using the "Brunswik-System".
Clin. Orthop. 95 (1973) 211

98. Mach, J.: Zur Problematik der Endoprothesenlockerung und -auswechslung am Hüftgelenk.
Beitr. Orthop. Traumatol. 23 (1976) 622

99. Mach, J.: Zur Hüftendoprothesenplastik bei der Rheumatoidarthritis.
Z. ärztl. Fortbild. 71 (1977) 434

100. Martens, M., Aernondt, E.: Factors in the Mechanical Failure of the Femoral Component in Total Hip Prosthesis.
Acta orthop. scand. 45 (1974) 693

101. Mathys, R.: Stand der Verwendung von Kunststoffen für künstliche Gelenke.
Act. Traumatologie 3 (1973) 253

102. Mayer, G.: Erfahrungen und Ergebnisse mit Hüftgelenk-TEP.
Beitr. Orthop. Traumatol. 22 (1975) 226

103. Mayer, G.: Periartikuläre Ossifikation nach Implantation von Müller-Charnley-Totalendoprothesen.
Beitr. Orthop. Traumatol. (1977) 210

104. Merle D'Aubigne, R.: Reposition with arthroplasty for congenital dislocation of the hip in adults.
J. Bone Jt. Surg. 34 (B) (1952) 22

105. Mittelmeier, H.: Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip.
Z. Orthop. 112 (1974) 27

106. Moczynski, G., Abraham, E., Barmada, R., Ray, R.D.: Evalution of Total Hip Replacement Arthroplasties.
Clin. Orthop. 95 (1973) 213

107. Moore, A.T., Bohlmann, H.R.: Das klassische metallene Hüftgelenk.
Clin. Orthop. 72 (1970) 3

108. Morscher, E.R., Mathys, R.: Erste Erfahrungen mit einer zementlosen isoelastischen Totalprothese der Hüfte.
Z. Orthop. 113 (1975) 745

109. Müller, M.E.: Die Verwendung von Kunstharzen in der Knochenchirurgie.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 54 (1962) 513

110. Müller, M.E.: Der derzeitige Stand der Totalendoprothese des Hüftgelenkes. 60. Tagung der Dtsch. Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie.
Z. Orthop. 112 (1974) 933

111. Murray, W.R.: Results in patients with total hip replacement.
Clin. Orthop. 95 (1973) 80

112. Neville, R.M.K.: Some complications of total hip replacement.
Clin. Orthop. 95 (1973) 75

113. Nicholson, O.R.: Total hip replacement.
Clin. Orthop. 95 (1973) 217

114. Nöh, E., Akalin, M.: Szintigraphische Untersuchungen zur Frage der Lockerung von Totalendoprothesen an der Hüfte.
Z. Orthop. 112 (1974) 334

115. Nolan, Declan, R., Fitzgerald, R.H.: Complications of Total Hip Arthroplasty Treated by Reopration.
J. Bone Jt. Surg. 57 (A) (1975) 977

116. Owen, R.: Total hip replacement. M. Jayson, London 1971

117. Owen, R.: Charnley Total Hip Reconstructive Arthroplasty
in: Arthroplasty of the hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

118. Owen, R., Oswestry, Abergele: Success and failure in Arthroplasty of the hip with comments
in: Arthroplasty of the Hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

119. Pilgaard, S.: The Prelimary Results of 316 Hips Operated with Low-Friction Arthroplasty a. Müller-Charnley.
Acta orthop. scand. 45 (1974) 794

120. Podlaha, J., Schulz, M.: Arterielle Embolie nach Hüftgelenkersatz.
Chirurg 46 (1975) 423

121. Poigenfürst, J., Wien: Indications for the Use of Different Types of Endoportheses according to kind of injury and patient's age
in: Arthroplasty of the hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

122. Poss, R.: Total hip replacement.
Orthopedic Clinics of North America 6 (1975) 801

123. Reikeras O., Rugtveit, A.: Erfaringer med Müllers totalprotese for hoft leddet.
Tidsschrift vor den Norske laege forening Kristiana 98 (1978) 207

124. Reyes-Cunningham, A.: Reemplazo total de la cadera.
Gaceta Medica de Mexico 106 (1973) 467

125. Ritter, G., Grünert, A., Schweikert, C.H.: Biomechanische Ursachen von Lockerung und Bruch der Hüftendoprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 154

126. Ritter, G., Grünert, A., Schweikert, C.H.: Die Zuggurtungs-Hüftendoprothese.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 86 (1976) 1

127. Rosendahl, S., Christofferson, S., Krogh, J., Norgaard, M.: Para-articular ossification following hip replacement.
Acta orthop. scand. 48 (1977) 400

128. Rossak, K.: Indication and Surgical Technique of the Total Hip Arthroplasty
in: Arthroplasty of the Hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

129. Ruckelshausen, M.C.: Mechanisch-Techn. Probleme der Hüft-Alloplastik.
Z. Orthop. 99 (1964) 46

130. Ruckelshausen, M.C.: Techn. Entwicklung der Hüftprothesen
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

131. Ruckelshausen, M.C.: Haltbarkeitserwartungen von Hüfttotalendoprothesen in Abhängigkeit von Verschleiß, Reibungskoeffizient und Kopfdurchmesser
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

132. Rüter, A., Ganz, G.: Totalprothesen nach Hüftarthrodesen
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

133. Rütt, A.: Zur Ätiopathogenese der aseptischen Auslockerung von Hüftgelenktotalendoprothesen.
Arch. Orthop. Unfall-Chir. 88 (1977) 139

134. Rüttismann, B.: Wundabstriche bei orthopädischen Operationen.
Z. Orthop. 111 (1973) 53

135. Safi, R., Schreiber, A.: Ergebnisse der Hüftendototalplastik.
Z. Orthop. 110 (1972) 83

136. Safi, R.: Latest results of hip total-arthroplasty with two to eight year postoperative follow-up
in: Arthroplasty of the hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

137. Salama, R.: Penetration of al long stem prosthesis into the knee joint: A complication of total hip replacement.
Acta orthop. scand. 48 (1977) 656

138. Scheier, H.J., Sandel: Wear affecting the plastic cup in metal-plastic endoprostheses
in: Total Hip Prosthesis
Herausgeber: B.N. Gschwend, Z. Debrunner
H. Huber: Bern, 1976

139. Scherrer, U.: Pfannenfrakturen bei den alten Charnley- Prothesen.
Z. Orthop. 114 (1976) 949

140. Schlag, G.: Experimentelle Untersuchungen mit Knochenzementen.
Basisinformation d. Fa. Kulzer u. Co., Bad Homburg

141. Schneider, R.: Totalprothese der Hüfte: Die Verkeilung der Schaftprothese als Prinzip.
Unfallheilkunde 81 (1978) 255

142. Schreiber, A., Janssen, G.: Züricher Erfahrungen mit der Hüftgelenkendoprothese 1962-1970
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

143. Schulitz, K.P., Dustmann, H.C.: Komplikationen der Totalendoprothese.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 85 (1976) 33

144. Schumann, F., Stöhr, M., Bauer, H.L., Eck, Th.: Läsionen peripherer Nerven bei totalem Hüftgelenkersatz.
Z. Orthop. 113 (1974) 1065

145. Schweikert, C.H., Rahmanzadeh, R., Gaiao, F., Wessinghage, D.: Totalprothetischer Hüftgelenkersatz.
Dtsch. med. Wschr. 96 (1971) 627

146. Schweikert, C.H.: Zur Indikation und Technik von Teil- und Totalprothesen am Hüftgelenk.
Act. Traumatologie 3 (1973) 217

147. Semb, H.: Early Results Following Low-Friction Arthroplasty of the Hip according to Charnley.
Acta orthop. scand. 44 (1973) 753

148. Semlitsch M.: Technical progress in artificial hip joints
in: Total hip prosthesis
Herausgeber: B.N. Gschwend, Z. Debrunner
H. Huber: Bern, Stuttgart, Wien, 1976

149. Shikita, T., Oonishi, H.: Abnutzung und Schmierung der Totalendoprothesen des Hüftgelenkes
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

150. Sloof, T.J.J.H., van Berkel, H.: Nature of Para-Articular Ossification in Total-Arthroplasties of the Hip
in: Arthroplasty of the hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

151. Smiljanic, B.: Nasa Iskkstva S Totalnom Protezom Kuka Model "St. Georg".
Acta Chirurgica Jugoslavia 24 (1977) 519

152. Smith, R.E., Turner, R.J.: Total hip replacement using methylmethacrylate cement.
Clin. Orthop. 95

153. Sotelo-Gonza, A., Charnley, J.: The Result of Charnley Arthroplasty of the Hip Performed for Protrusio Acetabuli.
Clin. Orthop. 132 (1978) 12

154. Stenport, J.A.: 2 Years Follow-up of Charnley Hip Arthroplastics.
Act. orthop. scand. 44 (1973) 752

155. Stephard, M.M.: Assessment of function after arthroplasty of the hip.
J. Bone Jt. Surg. 36 (B) (1954) 354

156. Stern, M.B., Grant, E., Sidney, S.: Fifty Total hip replacement.
Clin. orthop. 86 (1972) 79

157. Stinchfield, T.E.: Editorial Comment
Clin. Orthop. 15 (1973) 2

158. Stock, D.H., Rösch, Dumpert, H.P., Beck, W.: Ergebnisse der totalen Hüftendoprothesen.
Arch. Orthop. Unfall-Chir. 82 (1975) 183

159. Todd, R.C.: Totale Hip Replacement in Osteoarthrosis using the Charnley-Prosthesis.
Brit. Med. Journal 2 (1972) 752

160. Torgerson, W.R.: Three Years of Experience with total hip replacement.
Clin. Orthop. 95 (1973) 151

161. Tönnis, D., Asai, H.: Untersuchungen über die Lockerungsraten verschiedener Hüftgelenksprothesen und unterschiedlicher Halslängen.
Arch. Orthop. Unfall-Chir. 86 (1976) 317

162. Ungethüm, M.: Tribologische Aspekte beim totalen Gelenkersatz der Hüfte.
Z. Orthop. 112 (1974) 168

163. Viernstein, K., Rosemeyer, B., Hennig A.: Eine Möglichkeit zur operativen Therapie der primären Protrusio acetabuli.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 67 (1970) 291

164. Visuri, T., Salenius, P., Laurent, L.E.: Total hip replacement by the "Brunswik Prosthesis".
Acta orthop. scand. 48 (1977) 197

165. Wagner, H.: Der alloplastische Gelenkflächenersatz am Hüftgelenk.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 82 (1975) 101

166. Wagner, H.: Die Schalenprothese des Hüftgelenkes - Oberflächenersatz als Gelenkerhaltung.
Orthopädie 8 (1979) 276

167. Weaver, J.K.: Total hip replacement: A Comparison between the transtrochanteric and posterior surgical approaches.
Clin. Orthop. 112 (1975) 201

168. Weber, B.T., Stühmer, G., Semlitsch, M.: Erfahrungen mit dem Kunststoff Polyester als Komponente der Rotationstotalprothese des Hüftgelenkes.
Z. Orthop. 107 (1970) 304

169. Weber, B.G.: Hip arthroplasty: Complications after total hip replacement by rotation endoprothesis. Act. orthop. scand. 42 (1971) 444

170. Weber, B.G., Stühmer, G.: Erfahrungen und Ergebnisse mit der Rotations-Totalprothese für das Hüftgelenk. Act. Traumatologie 3 (1973) 225

171. Weber, B.G., Stühmer, G.: Gute und schlechte Erfahrungen mit der Totalprothese des Hüftgelenkes
in: Der totale Hüftgelenkersatz
Herausgeber: B. Cotta, K.P. Schulitz
G. Thieme: Stuttgart, 1973

172. Weber, B.G., Semlitsch, M.: Total Hip Replacement with Rotation-Endoprothesis: Problem of wear
in: Arthroplasty of the hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

173. Weber, B.G.: Total Hip Replacement: Problem of Implant-Loosening.
in: Arthroplasty of the hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

174. Wejsflog, G., Wejsflog, A., Zemankiewicz, S.: Primery Loosening of the Prosthesis in Total Hip Replacement.
Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol. 40 (1975) 609

175. Willert, H.G., Puls, P.: Die Reaktion des Knochens auf Knochenzement bei der Alloarthroplastik der Hüfte.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 72 (1972) 33

176. Willert, H. G., Enderle, A.: Das künstliche Hüftgelenk.
Umschau 74 H. 4 (1974) 105

177. Witt, A.N.: Probleme des Gelenkersatzes.
Münch. Med. Wschr. 36 (1969) 1781

178. Witt, A.N., Hackenbroch, M.H., Hepp, W.R.: Die Implantation von Totalendoprothesen am Hüftgelenk unter erschwerten lokalen Bedingungen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 72 (1972) 289

179. Witt, A. N.: Special Indications for Alloarthroplasty of the hip
in: Arthroplasty of the hip
Herausgeber: B.G. Chapchal
G. Thieme: Stuttgart, 1973

180. Wolter, D., Burri, C., Kinzl, L., Mülller, A.: Die Veränderungen der physikalischen Eigenschaften von Polyacetalharz (Hostaform C), Polyester (Hostadur), Polyäthylen (Hostalen) und Teflon(Hostaflon) nach tierischer Implantation und mehrfachem Autosklavieren.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 86 (1976) 291

Lebenslauf

Am 25. Februar 1947 wurde ich, Eduard Möcking, als Sohn des Kaufmanns Eduard Möcking und seiner Ehefrau Maria, geborene Einecke, in Hildesheim geboren.

Von 1953 bis 1957 erfolgte der Besuch der Volksschulen Melanchthon- und Stapenhorstschule in Bielefeld. Im Anschluß daran wechselte ich auf den neusprachlichen Zweig des Ratsgymnasiums Bielefeld, wo ich im Mai 1968 die Reifeprüfung ablegte.

Am 1. Oktober 1968 trat ich als Apothekenpraktikant in die Schillerapotheke, Bielefeld, ein. Im September 1970 bestand ich die pharmazeutische Vorprüfung in Detmold. Vom 1. November 1970 bis 30. September 1971 war ich als Vorexaminierter in der Adler-Apotheke, Bielefeld-Schildesche, tätig.

Als Wehrpflichtiger leistete ich von Oktober 1971 bis April 1972 in Ingolstadt und Klingholz/Würzburg bei der Luftwaffe der Bundeswehr meinen Wehrdienst ab.

Im April 1972 schied ich vorzeitig aus der Bundeswehr aus und begann mit dem Medizinstudium. Das Physikum absolvierte ich im Oktober 1974 und bestand im Oktober 1978 nach abgeleistetem praktischen Jahr in Würzburg und Aschaffenburg den dritten ärztlichen Abschnitt.

Von November 1978 bis November 1979 arbeitete ich an der Promotion - zeitweilig durch Praxisvertretung unterbrochen.

Seit dem 1. November 1979 bin ich als Assistenzarzt in der inneren Abteilung des Sonderkrankenhauses Mara II in Bethel angestellt.

Eduard Möcking

Ich danke allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. W. Küsswetter für die Überlassung des Themas und die hilfreiche Unterstützung und Herrn Prof. Dr. med. A. Rütt für die Übernahme des Korreferates.

Weiterhin danke ich für die Hilfe von Frau Tiemann und die meines Vetters Volker.

Dissertationsdruck
Schmitt & Meyer

Würzburg Ludwigkai 28a Tel. 7 23 80

Dissertationsdruck
Schmitt & Meyer

Würzburg Ludwigkai 28a Tel. 7 23 80